



# Calidad y seguridad

XVIII CONGRESO NACIONAL DE SEFM

XIII CONGRESO NACIONAL DE SEPR

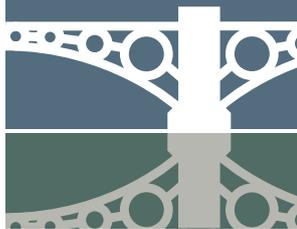


SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA  
miembro de la EFOMP y de la IOMP



18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011



# Calidad y seguridad

XVIII CONGRESO NACIONAL DE SEFM

XIII CONGRESO NACIONAL DE SEPR

Sevilla, del 10 al 13 de mayo de 2011



SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA  
miembro de la EFOMP y de la IOMP



Impreso en España- Printed in Spain

Dirección de Arte y Producción:  
Editorial ADI

D.L.: M-19859-2011

© Sociedad Española de Protección Radiológica

© Sociedad Española de Física Médica

# Índice

Revista y organización de la Sociedad Española de Física Médica . . . . .	5
Revista y organización de la Sociedad Española de Protección Radiológica . . . . .	9
Programa general . . . . .	13
Los comités . . . . .	14
Carta del Presidente del Congreso. . . . .	15
Carta conjunta de las presidentas de la SEFM y de la SEPR . . . . .	17
Programa del Congreso . . . . .	18
Patrocinadores y colaboradores. . . . .	28
Aportaciones científicas y técnicas . . . . .	31





[www.sefm.es/revistafisicamedica/](http://www.sefm.es/revistafisicamedica/)

**Director**

Damián Guirado Llorente

**Editor**

César Rodríguez Rodríguez

**Comité de Redacción**

Marta Anguiano Millán	Françoise Lliso Valverde
José Luis Carrasco Rodríguez	Carles Muñoz Montplet
Antonio Catalán Acosta	Santiago Pellejero Pellejero
Margarita Chevalier del Río	Rafael Puchal Añé
Vicente Crispín Contreras	Moisés Sáez Beltrán
Antonio Francisco González López	

**Representante de la Junta Directiva**

Ignasi Modolell Farré

**Corresponsal para América Latina**

María Ester Brandan

Edita:



**AULA DOCUMENTAL  
DE INVESTIGACIÓN**

C/ Martín de los Heros, 66  
28008 Madrid Tel 91 542 82 82 - Fax 91 559 30 60  
<http://www.auladoc.com>

**Publicación de 3 números al año: abril, agosto y diciembre**

Suscripción individual (anual: 30 €). Suscripción instituciones (anual: 60 €).

D Legal: M-28926-2000. ISSN 1576-6632.

Copyright de los textos originales 2011. Reservados todos los derechos. Ninguna parte de esta publicación puede ser reproducida, transmitida en ninguna forma o medio alguno, electrónico o mecánico, incluyendo fotocopias, grabaciones o cualquier sistema de recuperación de almacenaje de información, sin la autorización por escrito de los titulares del Copyright.

Dirección de correo electrónico de la revista: [revistafisicamedica@crein.com](mailto:revistafisicamedica@crein.com)

# Junta Directiva de la SEFM

## Presidenta

Natividad Ferrer García

## Vicepresidente

Alejandro García Romero

## Secretaria

María José Rot San Juan

## Tesorera

M<sup>a</sup> Inmaculada Jerez Sainz

## Vocales

Diego E. Burgos Trujillo

José Hernández Armas

Ignasi Modolell Farré

## Comisión de Deontología

### Presidente

Pedro Fernández Letón  
*pedrofernandezleton@hospitaldemadrid.com*

Bartolomé Ballester Moll  
Arrate Guisasola Berasategui  
María Jesús Manzanar Artigas  
Araceli Hernández Vitoria  
Juan José Torres Escobar

## Comisión Científica

### Presidenta

Raquel Barquero Sanz  
*rbarquerosa@saludcastillayleon.es*

Antonio Brosed Serreta  
Alfonso Calzado Cantera  
Eduardo Guibelalde del Castillo  
Damián Guirado Llorente  
Juan Gultresa Colomer  
José Pérez Calatayud  
Rafael Puchal Añé  
Bonifacio Tobarra González  
Francisco Javier Vivanco Parellada

## Comisión de Docencia

### Presidente

Pedro Galán Montenegro  
*pgalanm@uma.es*

José María Fernández Varea  
Alejandro García Romero  
Núria Jornet i Sala  
Esther Millán Cebrián  
Marina Téllez de Cepeda Ruiz

## Delegados de la SEFM en la EFOMP

Núria Jornet i Sala, *njornet@santpau.es*

Ángel del Castillo Belmonte

Juan José García-Granados Alayón

**Secretaría Técnica SEFM**  
General Martínez Campos, 44 1º A y C. 28010 Madrid  
Tel.: 913836000 Fax: 913023926  
e-mail: [secretaria@sefm.es](mailto:secretaria@sefm.es)



**SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA**  
miembro de la EFOMP y de la IOMP

“Para citar los trabajos aparecidos en este número especial puede seguirse el siguiente ejemplo:  
Cardis E, Alguacil J, Aragonés N, Morales M, Carretero G, Ferreras E, et al. Presentación del proyecto MobiKids: tecnologías de la comunicación, exposiciones ambientales y riesgo de tumores cerebrales en gente joven. XVIII congreso de la SEFM, XIII congreso de la SEPR. Rev Fis Med 12(Supl.), Radioprotección XVIII(68) 2011;13.”

## Entidades Asociadas de la SEFM

---

---





**¿Podrá permitirse Juan una buena asistencia sanitaria cuando tenga mi edad?**

**El mundo necesita servicios sanitarios que sean mejores y más asequibles. Por esta razón, hemos desarrollado tecnologías y soluciones IT más eficientes.**

El aumento de la esperanza de vida encarece la asistencia sanitaria. Nosotros ofrecemos soluciones innovadoras que permiten mejorar la calidad de la asistencia sanitaria y lograr que los procesos hospitalarios sean más eficientes antes, durante y después del tratamiento. Desde sistemas de imagen y laboratorio que nos proporcionan diagnósticos más exactos, hasta la gestión más eficiente de hospitales, todo ello nos permite ahorrar dinero que podemos invertir en algo más útil: salvar vidas.

[siemens.com/answers](https://www.siemens.com/answers)

**SIEMENS**



[www.sepr.es](http://www.sepr.es)

### Comité de redacción

#### Directora

Ángeles Sánchez

#### Coordinador

Borja Bravo

#### Vocales

Teresa Duran  
Cristina Garrido  
Rosa Gilarranz  
José Gutiérrez  
Sofía Luque  
Juan Carlos Mora  
Lola Patiño  
Matilde Pelegrí

Javier Pifarré  
José Ribera  
Borja Rosell  
Inmaculada Sierra  
M<sup>ª</sup> Luisa Tormo  
María Ángeles Trillo  
Fernando Usera

Realización, Publicidad y Edición:

### SENDA EDITORIAL, S.A.

Directora: Matilde Pelegrí  
Isla de Saipán, 47 - 28035 Madrid  
Tel.: 91 373 47 50 - Fax: 91 316 91 77  
Correo electrónico: [info@gruposenda.net](mailto:info@gruposenda.net)

**Publicación de 4 números al año: enero, abril, julio y octubre**

Imprime: IMGRAF, S.L.

Depósito Legal: M-17158-1993 ISSN: 1133-1747

La SEPR permite la reproducción en otros medios de los resúmenes de los artículos publicados en Radioprotección, siempre que se cite al principio del texto del resumen reproducido su procedencia y se adjunte un enlace a la portada del sitio web [www.sepr.es](http://www.sepr.es), así como también el nombre del autor y la fecha de publicación. Queda prohibida cualquier reproducción o copia, distribución o publicación, de cualquier clase del contenido de la información publicada en la revista sin autorización previa y por escrito de la SEPR.

La reproducción, copia, distribución, transformación, puesta a disposición del público, y cualquier otra actividad que se pueda realizar con la información contenida en la revista, así como con su diseño y la selección y forma de presentación de los materiales incluidos en la misma cualquiera que fuera su finalidad y el medio utilizado para ello, sin la autorización expresa de la SEPR o de su legítimo autor, quedan prohibidos.

Dirección de correo electrónico de la revista: [redaccionpr@gruposenda.net](mailto:redaccionpr@gruposenda.net)

# Junta Directiva de la SEPR

## Presidenta

**M<sup>a</sup> Luisa España**

## Vicepresidente

**Eduardo Gallego**

## Secretaria General

**Beatriz Robles**

## Tesorero

**Alejandro Úbeda**

## Vocales

**Rosario Salas**

**Oscar González**

**Borja Rosell**

**Carmen Rueda**

**Pedro Ruiz**

## Comisión de Asuntos Institucionales

### Presidenta

Marisa España

### Secretario

Eduardo Gallego

### Vocales

Leopoldo Arranz

Manuel Fernández

Ignacio Hernando

David Cancio

José Gutiérrez

Xavier Ortega

Juan José Peña

Eduardo Sollet,Vocal

Pedro Carboneras,Vocal

Manuel Rodríguez

Rafael Ruiz Cruces

Pío Carmena

## Comisión de Publicaciones

### Presidente

Borja Rosell

### Secretaría Directora de la Revista Radioprotección

Ángeles Sánchez,

### Responsable de la Pagina Web

Juan Carlos Mora

### Presidente del C. Científico de la Revista Radioproteccion

José Gutiérrez

## Comisión de Actividades Científicas

### Presidente

Eduardo Gallego

### Secretaria

Isabel Villanueva

### Vocales

Ángeles Sánchez

Pedro Ruiz

Rosa Gilarranz

Margarita Herranz

Alejandro Úbeda

Pío Carmena

Carlos Enríquez

Carmen Rueda

Josep Baró,Vocal

## Comisión de Asuntos Económicos y Financieros

### Presidente

Alejandro Ubeda

### Vpte. SEPR

Eduardo Gallego

### Vocales

Rosario Salas

Pío Carmena

Beatriz Robles

Carmen Vallejo

Cristina Correa

Secretaría Técnica  
Capitán Haya, 6028020 Madrid  
Tel.: 91 749 95 17 Fax: 91 570 89 11  
Correo electrónico: [secretaria.sociedades@medynet.com](mailto:secretaria.sociedades@medynet.com)



“Para citar los trabajos aparecidos en este número especial puede seguirse el siguiente ejemplo:  
Cardis E, Alguacil J, Aragonés N, Morales M, Carretero G, Ferreras E, et al. Presentación del proyecto MobiKids: tecnologías de la comunicación, exposiciones ambientales y riesgo de tumores cerebrales en gente joven. XVIII congreso de la SEFM, XIII congreso de la SEPR. Rev Fis Med 12(Supl.), Radioprotección XVIII(68) 2011;13.”

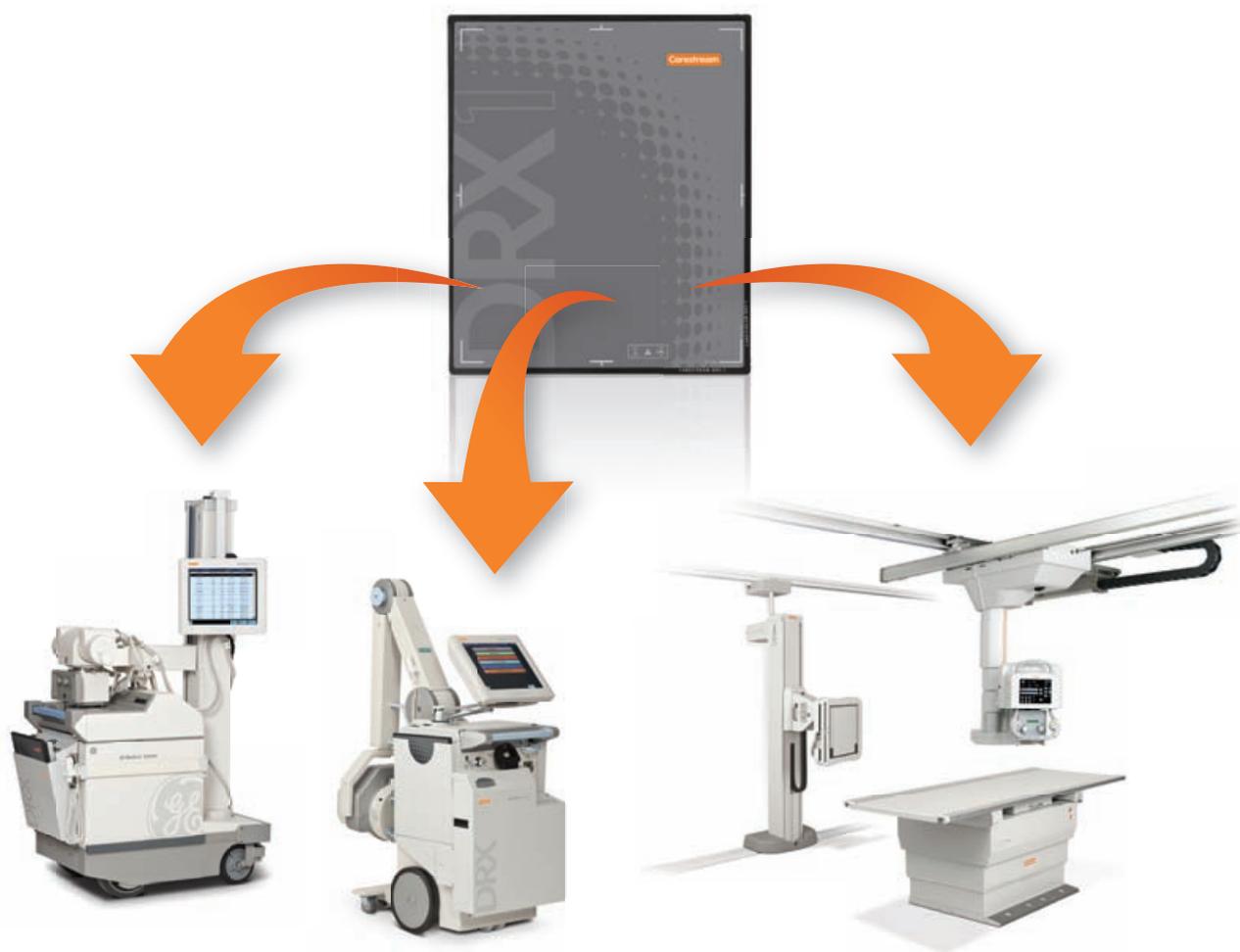
## Socios colaboradores de la SEPR

---

---



# UNO PARA TODOS. TODOS PARA UNO.



**DRX-1. EL PRIMER Y ÚNICO DETECTOR DR INALÁMBRICO DEL TAMAÑO DE UN CHASIS DEL MUNDO. CABE DONDE LO NECESITE.**

CONVIERTA, SUSTITUYA o AMPLIE sus sistemas radiológicos gracias a la flexibilidad del DRX-1. Utilícelo con su portátil, en su sala actual o en una nueva sala DR, y obtendrá imágenes de alta calidad de forma inmediata, optimizando su flujo de trabajo y aumentando la productividad. Todo, por una pequeña inversión.

El verdaderamente innovador DRX-1. **SIMPLE. GENIUS.**

## GO WIRELESS

### BEHOLD THE VERSATILE DRX1

The FIRST and ONLY WIRELESS, cassette-sized detector designed to fit your existing equipment.

[www.carestream.es/DRX1](http://www.carestream.es/DRX1)  
Tel: 91 5096700

# Carestream

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011



# Calidad y seguridad

CONGRESO CONJUNTO

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE PROTECCIÓN RADIOLÓGICA



SEVILLA

10-13 | MAYO | 2011

Sede: Hotel Meliá Sevilla

Reconocido de interés científico sanitario por el  
Ministerio de Sanidad y Consumo



SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA

## COMITÉ DE HONOR

### Presidente:

S.M.D. Juan Carlos de Borbón I  
Rey de España

### Vicepresidente:

Excmo Sr. D. José Antonio Griñán Martínez  
Presidente de la Junta de Andalucía

Ministro de Industria  
Ministro de Sanidad  
Ministro de Ciencia e Innovación  
Presidente CSN  
Consejero de Innovación  
Consejero de Salud  
Consejero Medio Ambiente  
Presidente Diputación  
Gerente del SAS  
Alcalde de Sevilla  
Presidente del CIEMAT  
Presidente de ENUSA  
Presidente de ENRESA  
Presidente de UNESA  
Presidente de ENDESA  
Gerente HUVR  
Gerente HUVM  
Gerente HUVV  
Presidente Soc. Española de Física Médica  
Presidente Soc. Española de Protección Radiológica

## COMITÉ ORGANIZADOR

### Presidente:

Miguel Herrador Córdoba

### Vicepresidente:

Florencio Javier Luis Simón

### Vocales:

Leopoldo Arranz Carillo de Albornoz  
Bartolomé Ballester Moll  
Caridad Borrás  
Diego Burgos Trujillo  
María Carrasco Herrera  
Daniel Fernández Molina  
Isabel Gallardo Fuentes  
Manuel García León  
José Miguel García Madueño  
José Hernández Armas  
Amadeo Gómez Puerto  
María Amparo Iborra Oquendo  
Paloma Marchena González  
Juan Carlos Mateos Pérez  
Mónica Ortiz Seidel  
Manuel Francisco Rodríguez Castillo  
Gerardo Sánchez Carmona  
Santiago Velázquez Miranda

## COMITÉ CIENTÍFICO

### Co-presidente SEFM:

Juan José Peña Bernal

### Co-presidente SEPR:

Pedro Carboneras Martínez

### Secretario:

José Antonio Terrón León

### Vocales:

Carmen Álvarez García  
Rafael Arráns Lara  
Montserrat Baeza Trujillo  
Emilio Casal Zamorano  
Felipe Cortés Benavides  
Teresa Eudaldo  
Manuel Fernández Bordes  
José Miguel Fernández Soto  
Eduardo F. Gallego Díaz  
Francisco García Acosta  
Rafael García Tenorio  
Mercé Ginjaume Egido  
José Gutiérrez López  
Ignacio Hernando González  
Antonio Leal Plaza  
M<sup>a</sup> Cruz Lizuaín Arroyo  
Florencio Javier Luis Simón  
José Macías Jaén  
José Pérez Calatayud  
Miguel Pombar Camean  
Rafael Puchal Añé  
Luis S. Quindós Poncela  
M<sup>a</sup> Ángeles Rivas Ballarín  
Carmen Rueda Fresnedo  
Francisco Sánchez Doblado  
Alejandro Úbeda Maeso  
Juan Ureña López

## QUERIDOS COLEGAS

Sevilla, mayo de 2011

Esta publicación representa el alma de nuestro congreso: vuestras aportaciones científicas y técnicas. Algunas de ellas os interesarán más que otras, pero tened seguro que todas y cada una de ellas han significado un esfuerzo de sus autores y contribuirán al desarrollo del área en la que se ubican.

Así lo entienden los Comités Organizador y Científico que desean en primer lugar agradecer a todos los autores su colaboración y su esfuerzo.

El elevado número de resúmenes recibido habla muy bien del estado de salud en nuestro país, tanto de la física médica como de la protección radiológica. Si pudiéramos añadir una palabra más a nuestro lema, "calidad y seguridad", esta no sería otra que "esfuerzo" para conseguir aquellas". Por nuestra parte, del dicho popular "saber, querer y poder", os aseguramos que hemos querido, creemos que hemos podido y vosotros juzgaréis si hemos sabido.

Pero el esfuerzo no sólo ha sido realizado por vosotros y por nosotros sino que también hemos de señalar la actuación de la mayoría de nuestros patrocinadores sin cuya contribución difícilmente esta publicación habría visto la luz. A todos ellos gracias.

Quede escrito finalmente nuestro agradecimiento a todos los conferenciantes, ponentes, presidentes de mesa y moderadores, a los miembros de los comités y entre ellos a los revisores.

Ojalá este libro sea una referencia más en los centros de trabajo y sus contenidos contribuyan al avance del conocimiento en nuestras especialidades.

Hasta siempre compañeros y compañeras



Miguel Herrador Córdoba  
Presidente Comité Organizador



## Llenamos el mundo de colores. *Colouring the world with Iberia.*

Iberia le ofrece cerca de 900 destinos en 146 países, con las mejores conexiones, gracias a la alianza **oneworld**. Dispone de la flota más moderna de Europa con 180 aviones y 20.671 profesionales dispuestos a prestarle toda la atención y el servicio que usted se merece. Todo pensado para que, vuele donde vuele, su elección sea siempre Iberia.

*Iberia offers you almost 900 destinations in 150 countries, with the best connections, thanks to the **oneworld** alliance. It has the most modern fleet in Europe, with 180 aircrafts and 20.671 professionals ready to give you all the attention and service that you deserve, in the hope that regardless of where you fly your first choice will always be Iberia.*

**IBERIA**  
*plus*

Gane puntos para volar gratis. Dése de alta en **iberia.com**  
Earn points to fly for free. Sign up on **iberia.com**



**IBERIA**  
iberia.com

Sevilla, mayo de 2011

## QUERIDOS SOCI@S

Para nuestras Sociedades siempre es un motivo de orgullo la celebración de un Congreso conjunto, como marco para compartir conocimientos y abrir nuevos espacios de colaboración entre los profesionales que realizan su trabajo en las diferentes aplicaciones de las radiaciones ionizantes.

Cuando las Asambleas de ambas Sociedades aprobaron la celebración del Congreso conjunto SEFM/SEPR sabíamos el reto al que se iban a enfrentar los futuros Comités Organizadores. Alicante 2009 estableció de forma brillante las bases de los Congresos conjuntos, y nuestros compañeros de Sevilla nos han ofrecido lo mejor de si mismos aceptando el reto de seguir construyendo este futuro en el Congreso de Sevilla 2011.

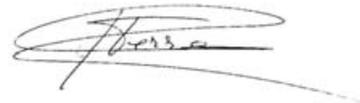
Los proyectos se pueden lograr de forma más o menos sencilla, pero cuando consiguen ilusionar a un colectivo se alcanza la excelencia, y esto ha ocurrido en Sevilla 2011. Queremos agradecer el esfuerzo y entusiasmo del Comité Organizador, que con muchos desvelos, ha logrado un gran éxito de asistencia, además de implicar a Organismos, Instituciones, y Empresas, a los que agradecemos su participación y colaboración.

Los Congresos representan la oportunidad de conocer el estado del arte en nuestros ámbitos profesionales desde un punto de vista científico y técnico. Ello requiere una labor exhaustiva de evaluación y de coordinación, hasta lograr unos contenidos que representen en un alto porcentaje las actuales líneas de trabajo e investigación en nuestro país. Todos somos conscientes de la dificultad que esto conlleva, y el Comité Científico del Congreso ha sabido superar todas las dificultades para lograr un programa científico de altísimo nivel.

Queridos compañeros, Sevilla nos espera a todos. Es un lujo tener como anfitriona a una ciudad como ésta, así que también nuestro agradecimiento por su hospitalidad. Y a todos vosotros que formáis parte de las Sociedades de Física Médica y Protección Radiológica, gracias por vuestra asistencia, y por vuestro apoyo, que sabemos es la garantía de éxito de cualquier proyecto.



Mª Luisa España  
Presidenta de la Sociedad Española  
de Protección Radiológica



Natividad Ferrer  
Presidenta de la Sociedad Española  
de Física Médica

### ÁREAS TEMÁTICAS

---

#### **A01. Fuentes de radiación natural.**

Radiación de fondo  
Radón en viviendas y en lugares de trabajo  
Programas de Vigilancia ambiental  
Medida de radiación natural  
Evaluación del impacto radiológico asociado

#### **A02. Metrología y dosimetría física. Desarrollos científicos y aplicaciones prácticas**

Calibración y patrones. Intercomparaciones  
Caracterización de fuentes y haces de radiación  
Caracterización de la contaminación  
Dosimetría biológica  
Control estadístico  
Detección y medida de la radiación  
Controles de calidad del equipamiento

#### **A03. Tratamiento de imágenes y sistemas de información**

Control de calidad de imagen  
Imagen digital. PACS, RISS, ..  
Segmentación, fusión, reconstrucción, etc  
Análisis estadístico y paramétrico de imágenes  
Imágenes para radioterapia

#### **A04. Dosimetría clínica en el diagnóstico con radiaciones. Dosimetría interna.**

Dosis a pacientes en radiodiagnóstico  
Dosis a pacientes en el diagnóstico nuclear  
Dosimetría interna. Maniqués  
Estimación de dosis en el intervencionismo

#### **A05. Dosimetría clínica en la terapia con radiaciones: radioterapia externa, braquiterapia y terapia metabólica**

Radioterapia externa: 3D conformada, IMRT, arcoterapia dinámica, RapidArc, VMAT, radioterapia 4D, tomoterapia  
Radioterapia estereotáxica, CyberKnife  
Radiocirugía, Radioterapia Intraoperatoria IGRT  
Braquiterapia  
Técnicas especiales de terapia con radiaciones  
Terapia con iones pesados y protones  
Verificaciones de pacientes  
Inmovilización de pacientes para radioterapia  
Redes de tratamiento  
Terapia Metabólica  
Nuevos isótopos para terapia  
Dosimetría fotográfica

#### **A06. Métodos y algoritmos de cálculo, modelación y simulación**

Sistemas de planificación del tto (software y hardware)  
Algoritmos para dosimetría interna  
Reconstrucción de imágenes médicas y simulación  
Fusión de imágenes para el tratamiento con radiaciones  
Simulación y modelación de detectores  
Utilización del método de Montecarlo, SPM, etc  
Métodos de simulación, cálculo y modelación en protección radiológica  
Maniqués antropomórficos para simulación

## **A07. Efectos biológicos de la radiación**

Efectos adversos del uso con las radiaciones  
Riesgos de la exposición prenatal  
Radiobiología, biología molecular, efectos genéticos y celulares  
Radiobiología Clínica  
Efectos tisulares y orgánicos. Efectos deterministas  
Efectos estocásticos: epidemiología  
Modelos de análisis y evaluación de los efectos sobre la salud

## **A08. Protección y seguridad del paciente**

Justificación  
Seguridad del paciente  
Protección radiológica del Paciente  
Niveles de referencia  
Problemática con normas de seguridad informática y protección de datos (redes, bases de datos, etc) aplicables al uso clínico de las radiaciones

## **A09. Biofísica. Aplicaciones médicas de otros agentes y métodos de la Física**

Aplicaciones del frío y del calor  
Aplicaciones de las corrientes eléctricas y de los campos electromagnéticos  
Aplicaciones de los ultrasonidos  
Biofísica. Biomecánica

## **A10. Formación y docencia**

Formación y docencia pregrado y postgrado  
Formación continua en protección radiológica  
Formación especializada en radiofísica hospitalaria  
Formación de trabajadores que realizan o demandan prácticas radiológicas  
Requerimientos legales de formación  
Acreditación de la formación  
Aspectos éticos y sociales de la formación  
Divulgación y formación al público

## **A11. Protección ocupacional, del público y del medio ambiente en instalaciones reglamentadas. Funcionamiento normal e incidencias**

Vigilancia de la radiación y de la contaminación: dosimetría ambiental y de área.  
Dosimetría personal y vigilancia médica  
Adquisición y transporte interno de material radiactivo.  
Gestión interna de residuos y efluentes radiactivos.  
Medidas de protección al público y al medio ambiente en funcionamiento normal e incidentes  
Procedimientos de protección operacional  
Formación, información, adiestramiento  
Impacto de las instalaciones en funcionamiento normal  
Prevención y tratamiento de las incidencias

## **A12. Protección operacional, del público y del medio ambiente en instalaciones no reglamentadas. Funcionamiento normal e incidencias**

Mismos temas que en A11 y además  
Industrias NORM, marco regulador e implicaciones  
Transporte aéreo  
Otras industrias

## **A13. Desmantelamiento y clausura de instalaciones. Gestión de residuos radiactivos**

Clausura de instalaciones nucleares y radiactivas; requisitos legales, informes y procedimientos  
Gestión externa de residuos radiactivos y efluentes  
Transporte externo de materiales radiactivos y de residuos  
Impacto ambiental  
Desclasificación de materiales residuales  
Liberación de estructuras, edificios y terrenos

## II CONGRESO CONJUNTO SEFM-SEPR

### **A14. Aplicaciones industriales de la radiación y de las fuentes y los materiales radiactivos. Transporte**

Radiografía industrial: equipos fijos y portátiles  
Uso de trazadores  
Otras aplicaciones: equipos móviles y fijos  
Servicios técnicos: UTPRs  
Transporte  
Protección radiológica ocupacional y del público  
Protección física  
Gestión de calidad

### **A15. Preparación y actuación en accidentes y emergencias radiológicas**

Nuevo marco de ICRP, publicaciones 109 y 111 de la normas internacionales  
Emergencias nucleares y emergencias radiológicas  
Desarrollo de herramientas y metodologías de apoyo en su gestión  
Preparación de la respuesta y formación: operativa y sanitaria  
Protocolos de actuación en caso de detección: metal; MEGAPORT; etc  
Medidas de prevención y control asociadas

### **A16. Regulación y normativas en el uso de las radiaciones**

Organismos reguladores y asesores

Organismos competentes nacionales e internacionales  
Legislación española actual y previsiones a corto plazo  
Legislación europea actual y previsiones  
Recomendaciones  
Normativa del CSN y especificaciones en instalaciones radiactivas  
Participación de las "partes interesadas"

### **A17. Aspectos sociales y éticos de la Protección Radiológica**

Compromiso y mecanismos de participación de las partes interesadas (Stakeholders)  
Principios y criterios éticos y sociales aplicables  
Mecanismos y experiencias de información y divulgación  
Percepción social del riesgo radiológico  
Experiencias y prácticas internacionales

### **A18. Radiaciones no ionizantes**

Caracterización de la exposición: magnitudes y unidades para RNI  
Posibles efectos biológicos y sanitarios  
Estudios epidemiológicos  
Dosimetría física  
Instrumentación  
Criterios de protección  
Estado de la regulación al respecto y previsiones

## **FECHAS IMPORTANTES**

Celebración del II Congreso Conjunto SEFM-SEPR	10 al 13 de mayo de 2011
Fecha límite para el envío de resúmenes	31 de enero de 2011
Fecha límite de comunicación de aceptación	15 de febrero de 2011
Fecha límite de entrega de trabajos.	31 de marzo de 2011
Fecha límite de inscripción reducida.	25 de febrero de 2011

# SEVILLA

10 - 13 MAYO 2011

## PROGRAMA

### MARTES 10 DE MAYO

16:00 - 17:30 Inscripción y recogida de documentación

#### SALÓN DE PLENOS

---

17:30 - 18:00 Inauguración del congreso

18:00 - 19:00 Conferencia inaugural. **LOS SERES VIVOS Y LA RADIACIÓN**

Ponente: Juan Manuel Sánchez Ron

19:00 - 20:00 Asamblea SEFM

#### ACTO SOCIAL

---

21:00 Recepción oficial

### MIÉRCOLES 11 DE MAYO

#### SALÓN DE PLENOS

---

08:00 - 09:00 Curso. **EL RADIOFÍSICO EN EL CONTROL DE CALIDAD EN PACS.**

Ponente: Santiago Miquélez

09:00 - 10:00 Conferencia: **CALIDAD EN LAS APLICACIONES DIAGNÓSTICAS DE LA RADIACIÓN**

Ponente: Jakob Gelejnš

10:00 - 11:00 Sesión A07 y A08, 1: **EFFECTOS BIOLÓGICOS Y PROTECCIÓN DEL PACIENTE.**

Preside: Marisa España. Modera: José Miguel Fernández

11:00 - 11:30 Café

11:30 - 12:30 Sesión A07 y A08, 2. **EFFECTOS BIOLÓGICOS Y PROTECCIÓN DEL PACIENTE.**

Preside: Eliseo Vañó. Modera: Carmen Álvarez

12:30 - 13:30 Conferencia: **EPISTEMOLOGÍA DEL DETRIMENTO DE LA SALUD RELACIONADO CON LA EXPOSICIÓN A LA RADIACIÓN IONIZANTE.**

Ponente: Abel González

13:30 - 15:00 Almuerzo de trabajo

15:00 - 16:00 Sesión A03.1: **TRATAMIENTO DE IMÁGENES Y SISTEMAS DE INFORMACIÓN EN APLICACIONES MÉDICAS**

Preside: Natividad Ferrer. Modera: Rafael Puchal

## II CONGRESO CONJUNTO SEFM-SEPR

**16:00 - 17:00 Sesión A03.2: TRATAMIENTO DE IMÁGENES Y SISTEMAS DE INFORMACIÓN EN APLICACIONES MÉDICAS.**

Preside: Rafael Ruiz Cruces. Modera: Manuel Fernández Bordes

**17:00 - 17:30** Café

**17:30 - 18:30 Mesa redonda: IMPLICACIONES DE LA NORMATIVA RECIENTE EN EL USO DE LAS RADIACIONES.**

Modera: Lucila Ramos.

Participantes: Eliseo Vañó, Ramón de la Vega, Maite Sanz

**19:00 - 20:00** Asamblea de la SEPR

### **SALA SIMULTÁNEA**

---

**08:00 - 09:00** Curso: **ARMONIZACIÓN EN DOSIMETRÍA INTERNA OCUPACIONAL.**

Ponente: M<sup>a</sup> Antonia López

**10:00 - 11:00 Sesión A02.1: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA FÍSICA. DESARROLLOS CIENTÍFICOS Y APLICACIONES PRÁCTICAS.**

Preside: Teresa Eudaldo. Modera: Miguel Pombar

**11:00 - 11:30** Café

**11:30 - 12:30 Sesión A02.2: METROLOGÍA Y DOSIMETRÍA FÍSICA. DESARROLLOS CIENTÍFICOS Y APLICACIONES PRÁCTICAS.**

Preside: Antonio Brosed. Modera: Mercé Ginjaume

**13:30 - 15:00** Almuerzo de trabajo

**15:00 - 16:00 Sesión A11 y A14, 1: PROTECCIÓN OCUPACIONAL EN INSTALACIONES REGLAMENTADAS (RIR) Y APLICACIONES INDUSTRIALES.**

Preside: Manuel Rodríguez. Modera: Francisco García Acosta

**16:00 - 17:00 Sesión A11 y A14, 2: PROTECCIÓN OCUPACIONAL EN INSTALACIONES REGLAMENTADAS (RIR) Y APLICACIONES INDUSTRIALES.**

Preside: Pío Carmena. Modera: Carmen Rueda

**17:00 - 17:30** Café

### **ZONA DE EXPOSICIÓN**

---

**18:30 - 20:30** Pósters

### **ACTO SOCIAL**

---

**21:00** Acto social

## JUEVES 12 DE MAYO

### SALÓN DE PLENOS

---

- 08:00 - 09:00** Curso: **SISTEMAS DE VERIFICACIÓN DE TRATAMIENTOS EN RT EXTERNA.**  
Ponente: Rafael Arráns
- 09:00 - 10:00** Conferencia: **PREPARACIÓN Y RESPUESTA ANTE EMERGENCIAS RADIOLÓGICAS.**  
Ponente: Juan Carlos Lentijo
- 10:00 - 11:00** Sesión A05.1: **DOSIMETRÍA CLÍNICA EN LA TERAPIA CON RADIACIONES.**  
Preside: Bartolomé Ballester. Modera: Rafael Arráns
- 11:00 - 11:30** Café
- 11:30 - 12:30** Sesión A05.2: **DOSIMETRÍA CLÍNICA EN LA TERAPIA CON RADIACIONES.**  
Preside: Leopoldo Arranz. Modera: M. Baeza
- 12:30 - 13:30** Mesa redonda: **CALIDAD Y SEGURIDAD EN LA MEDIDA. FIABILIDAD..**  
Modera: Antonio Brosed.  
Participantes: C. Sendín, José M<sup>a</sup> de los Arcos, Mercé Ginjaume
- 13:30 - 15:00** Almuerzo de trabajo
- 15:00 - 16:00** Sesión A01: **FUENTES DE RADIACIÓN NATURAL. EXPOSICIÓN EXTERNA E INTERNA. (RADÓN, NORM'S ETC).**  
Preside: José Luis Martín Matarranz. Modera: Rafael García Tenorio
- 16:00 - 17:00** Sesión A12: **PROTECCIÓN DEL PÚBLICO Y DEL MEDIO AMBIENTE EN INSTALACIONES NO REGLAMENTADAS (RINR). FUNCIONAMIENTO NORMAL E INCIDENCIAS.**  
Preside: David Cancio. Modera: Florencio J. Luis Simón
- 17:00 - 17:30** Café
- 17:30 - 20:30** **AAPM / SEFM SYMPOSIUM ON PATIENT SAFETY IN COMPUTED TOMOGRAPHY**  
Moderan: José Hernández Armas (SEFM) y Anthony Seibert (AAPM).
- **Welcome Remarks.**  
Presidente AAPM y Presidenta SEFM.
  - **Comparison of UNSCEAR 2008 and NCRP 160: CT Patient Risk**  
William Hendee (AAPM) y Alfonso Calzado (SEFM)
  - **Can improved CT Dosimetry reduce Patient Risk?**  
Robert Dixon (AAPM) y Marsal Salvado (SEFM)
  - **Advances in CT Technology to reduce Patient Risk**  
Anthony Seibert (AAPM)
  - **CT Overexposures and the Need for Regulatory Action**  
William Hendee (AAPM) y Alfonso Calzado (SEFM)
  - **CT Dose Reporting**  
Anthony Seibert (AAPM)

# II CONGRESO CONJUNTO SEFM-SEPR

## SALA SIMULTÁNEA

---

**08:00 - 09:00** Curso. **RADÓN EN CASA Y EN EL TRABAJO, NUEVAS EVIDENCIAS EPIDEMIOLÓGICAS SOBRE SU RIESGO Y DOSIMETRÍA.**

Ponente: Luis Santiago Quindós

**09:00 - 10:00** Conferencia: **INNOVACIONES TECNOLÓGICAS EN LA RADIOTERAPIA CON MODULACIÓN DE INTENSIDAD.**

Ponente: Feliciano García Vicente

**10:00 - 11:00** Sesión A13 y A15. **DESMANTELAMIENTO Y CLAUSURA, ACCIDENTES Y EMERGENCIAS.**

Preside: Lucila Ramos. Modera: Pedro Carboneras

**11:00 - 11:30** Café

**11:30 - 12:30** Sesión A16 y A17. **REGULACIÓN Y ASPECTOS SOCIALES.**

Preside: Miguel Calvín. Modera: Eduardo Gallego

**13:30 - 15:00** Almuerzo de trabajo

**15:00 - 16:00** Sesión A06.1. **MÉTODOS Y ALGORITMOS DE CÁLCULO, MODELACIÓN Y SIMULACIÓN EN EL USO DE LAS RADIACIONES.**

Preside: Miguel Herrador. Modera: Felipe Cortés

**16:00 - 17:00** Sesión A06.2. **MÉTODOS Y ALGORITMOS DE CÁLCULO, MODELACIÓN Y SIMULACIÓN EN EL USO DE LAS RADIACIONES.**

Preside: Juan José Peña. Modera: José Pérez Calatayud

**17:00 - 17:30** Café

## ZONA DE EXPOSICIÓN

---

**18:30 - 20:30** Pósters

## ACTO SOCIAL

---

**21:00** Cena del Congreso

## VIERNES 13 DE MAYO

### SALÓN DE PLENOS

---

- 08:00 - 09:30** Curso: **INNOVACIONES EN BRAQUITERAPIA.**  
Ponentes: José Pérez Calatayud, Mark Rivard
- 09:30 - 10:30** Mesa Redonda: **FORMACIÓN Y DOCENCIA.**  
Modera: Juan José Peña.  
Participantes: Eduardo Guibelalde, Marisa Marco, Eduardo Gallego, José Hernández
- 10:30 - 11:00** Café
- 11:00 - 12:00** Sesión A04: **DOSIMETRÍA CLÍNICA EN EL DIAGNÓSTICO CON RADIACIONES. DOSIMETRÍA INTERNA.**  
Preside: Teresa Navarro. Modera: José Antonio Terrón
- 12:00 - 13:00** Sesión A09, A10 y A18: **BIOFÍSICA, FORMACIÓN Y RADIACIONES NO IONIZANTES .**  
Preside: Almudena Real. Modera: Alejandro Úbeda
- 13:00 - 14:00** Conferencia de clausura. **CALIDAD Y SEGURIDAD EN EL USO PACÍFICO DE LAS RADIACIONES Y LA ENERGÍA NUCLEAR.**  
Ponente: Massoud Samiei. IAEA
- 14:00 - 14:30** Clausura oficial

### SALA SIMULTÁNEA

---

- 08:00 - 09:00** Curso: **DISEÑO, EJECUCIÓN Y ANÁLISIS DE DATOS DE UN ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO**  
Ponente: Elisabeth Cardis
- 09:00 - 09:30** **PRESENTACIÓN DEL NUEVO PROTOCOLO DE CC EN RADIODIAGNÓSTICO**  
Ponente: Pedro Ruiz Manzano
- 11:30 - 12:00** **LOS PRINCIPIOS ORIENTATIVOS DE LA IRPA SOBRE LA IMPLICACIÓN DE LAS PARTES INTERESADAS ("STAKEHOLDERS")**  
Ponente: Eduardo Gallego
- 12:00-13:00** Curso: **FUSIÓN DE IMÁGENES PARA EL TRATAMIENTO CON RADIACIÓN**  
Ponente: Carlos Huerga

# II CONGRESO CONJUNTO SEFM-SEPR

## INFORMACIÓN DE INTERÉS

### ACTOS SOCIALES

---

#### RECEPCIÓN EN EL REAL ALCÁZAR DE SEVILLA

Martes 10. 21:00h.

Visita y cocktail en el Palacio Real todavía en uso más antiguo de España, que sirvió de residencia de los primeros califas musulmanes que habitaron en la mítica Ishbilia, y que en el s. XIII pasó a ser residencia de los reyes cristianos. En su interior descubriremos el Palacio del rey Cruel, Pedro, con sus numerosas leyendas, sus jardines, su palacio gótico y su importante Casa de la Contratación donde se firmaron los primeros documentos para el control del comercio con las Nuevas Indias.

#### CONCIERTO DE ÓRGANO EN LA CATEDRAL DE SEVILLA

Miércoles 11. 21:00h.

Concierto ofrecido por D. José Enrique Ayarra, músico de profesión y sacerdote. El gran organista es conocido en España entera e internacionalmente tenido por uno de los más entendidos hombres en órganos y en música.

#### CENA DE CLAUSURA

Jueves 12. 21:00h.



# SEVILLA

10 - 13 MAYO 2011

## PROGRAMA DE ACOMPAÑANTES

### OPCION A

#### Martes 10 mayo

Cocktail de bienvenida en el Real Alcázar.

#### Miércoles 11 mayo

10.00h. Visita panorámica en autobús por el Parque de M<sup>a</sup> Luisa incluyendo los Pabellones de la Exposición Iberoamericana de 1929.  
Recorrido a pie por el centro histórico de Sevilla incluyendo la visita al Convento de Santa Paula y de Socorro.

14.30h. Almuerzo

17.00h. Ruta por la Sevilla desconocida en la que seguiremos conociendo el centro histórico y profundizando en las leyendas de Sevilla (Pedro I, Don Juan Tenorio, Miguel de Mañara, Cervantes, Cristóbal Colón, Velázquez...)

#### Jueves 12 mayo

Cena de Clausura

#### Precio por persona: 220€

Incluye: Cocktail Real Alcázar, cena de clausura, visita a Sevilla, guías, entradas, autobuses  
Para poder realizar el programa se necesitará un mínimo de 20 pax.

### OPCION B

#### Jueves 12 mayo

10.00h. Recogida en el hotel para visita a Carmona.  
10.45h. Llegada a Carmona. Visita a Carmona (3 horas aprox.)  
14.00h. Almuerzo en Carmona  
16.00h. Regreso a Sevilla y visita a la Plaza de Toros

#### Precio por persona: 100€

Incluye: visita a Carmona, guías, entradas, autobuses  
Para poder realizar el programa se necesitará un mínimo de 20 pax.

## PATROCINADORES

Carestream

EMSOR

SIEMENS

## COLABORADORES

ACCURAY®

VARIAN  
medical systems

CSN CONSEJO DE  
SEGURIDAD NUCLEAR

Nucletron  
*Improving patient care*

FLORIDA  
INSTRUMENTACIÓN, S.L.

WINA lainsa  
grupo dominguis

TOSHIBA  
Leading Innovation >>>

tecnaTom

BIOTERRA  
BIOLOGÍA Y TÉCNICA DE LA RADIACIÓN S.L.

MINISTROS GARRIDOS  
SG

F&J

TRécnicas  
radiofísicas

FUJIFILM

SPISA

IBt Bebig  
International Brachytherapy

ELEKTA

MIRION™  
TECHNOLOGIES

ontecsan S.L.

ST-Electromedicina, s.a.

BRAINLAB

TECNASA  
TECNOLOGÍAS ASOCIADAS

GEOCISA

Dosibiológica

Servicio Andalucía de Salud  
CONSEJERÍA DE SALUD

ANKO  
europa

ONCURA

INSTRUMENTACION  
RADIOLOGICA, S.L.

# renfe

**EMSOR**  
 Le más alta tecnología  
 al servicio de la medicina

TOMOSÍNTESIS



Dimensions

DENSITOMETRÍA  
 OSEA (DEXA)



**NORLAND**  
 a CooperSurgical Company

INTERVENCIÓN MAMARIO



LORAD MultiCare  
 PLATFORM



**SUROS**



MAMOGRAFIA  
 DIGITAL DIRECTA

Cenova



ShearWave  
**SWE**  
 Elastography

ECOGRAFÍA CON  
 ELASTOGRAFÍA



RADIGRAFIADO DE  
 PIEZAS QUIRURGICAS

[www.emsor.es](http://www.emsor.es)  
[comercial@emsor.es](mailto:comercial@emsor.es)  
 +34 91 344 69 90

[www.emsor.pt](http://www.emsor.pt)  
[comercial@emsor.pt](mailto:comercial@emsor.pt)  
 +351 9379 07990

AXPLORER  
 MULTIMEDIA



Secretaría Técnica:



Juan Sebastián Elcano 44, 4ºD  
41011, Sevilla  
Tel.: 955 722 121 - Fax: 955 722 421  
e-Mail: [ibercongress@ibercongress.net](mailto:ibercongress@ibercongress.net)

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011



# Calidad y seguridad

APORTACIONES CIENTÍFICAS Y TÉCNICAS



# Índice de áreas temáticas

<b>Área 01. Fuentes de radiación natural</b> .....	37
Radiación de fondo	
Radón en viviendas y en lugares de trabajo	
Programas de vigilancia ambiental	
Medida de radiación natural	
Evaluación del impacto radiológico asociado	
<b>Área 02. Metrología y dosimetría física. Desarrollos científicos y aplicaciones prácticas</b> .....	57
Calibración y patrones. Intercomparaciones	
Caracterización de fuentes y haces de radiación	
Caracterización de la contaminación	
Dosimetría biológica	
Control estadístico	
Detección y medida de la radiación	
Controles de calidad del equipamiento	
<b>Área 03. Tratamiento de imágenes y sistemas de información</b> .....	169
Control de calidad de imagen	
Imagen digital. PACS, RISS	
Segmentación, fusión, reconstrucción, etc	
Análisis estadístico y paramétrico de imágenes	
Imágenes para radioterapia	
<b>Área 04. Dosimetría clínica en el diagnóstico con radiaciones. Dosimetría interna</b> .....	223
Dosis a pacientes en radiodiagnóstico	
Dosis a pacientes en el diagnóstico nuclear	
Dosimetría interna. Maniqués	
Estimación de dosis en el intervencionismo	
<b>Área 05. Dosimetría clínica en la terapia con radiaciones: radioterapia externa, braquiterapia y terapia metabólica</b> .....	247
Radioterapia externa: 3D conformada, IMRT, arcoterapia dinámica, RapidArc, VMAT, radioterapia 4D, tomoterapia	
Radioterapia estereotáxica, CiberKnife	
Radiocirugía, Radioterapia Intraoperatoria	
IGRT	
Braquiterapia	
Técnicas especiales de terapia con radiaciones	
Terapia con iones pesados y protones	
Verificaciones de pacientes	
Inmovilización de pacientes para radioterapia	
Redes de tratamiento	
Terapia Metabólica	
Nuevos isótopos para terapia	
Dosimetría fotográfica	
<b>Área 06. Métodos y algoritmos de cálculo, modelación y simulación</b> .....	319
Sistemas de planificación del TTO (software y hardware)	
Algoritmos para dosimetría interna	
Reconstrucción de imágenes médicas y simulación	
Fusión de imágenes para el tratamiento con radiaciones	
Simulación y modelación de detectores	
Utilización del método de Monte Carlo, SPM, etc.	
Métodos de simulación, cálculo y modelación en protección radiológica	
Maniqués antropomórficos para simulación	

<b>Área 07. Efectos biológicos de la radiación . . . . .</b>	<b>387</b>
Efectos adversos del uso con las radiaciones	
Riesgos de la exposición prenatal	
Radiobiología, biología molecular, efectos genéticos y celulares	
Radiobiología Clínica	
Efectos tisulares y orgánicos. Efectos deterministas	
Efectos estocásticos: epidemiología	
Modelos de análisis y evaluación de los efectos sobre la salud	
<b>Área 08. Protección y seguridad del paciente . . . . .</b>	<b>403</b>
Justificación	
Seguridad del paciente	
Protección radiológica del Paciente	
Niveles de referencia	
Problemática con normas de seguridad informática y protección de datos (redes, bases de datos, etc.) aplicables al uso clínico de las radiaciones	
<b>Área 09. Biofísica. Aplicaciones médicas de otros agentes y métodos de la Física . . . . .</b>	<b>443</b>
Aplicaciones del frío y del calor	
Aplicaciones de las corrientes eléctricas y de los campos electromagnéticos	
Aplicaciones de los ultrasonidos	
Biofísica. Biomecánica	
<b>Área 10. Formación y docencia . . . . .</b>	<b>453</b>
Formación y docencia pregrado y postgrado	
Formación continua en protección radiológica	
Formación especializada en radiofísica hospitalaria	
Formación de trabajadores que realizan o demandan prácticas radiológicas	
Requerimientos legales de formación	
Acreditación de la formación	
Aspectos éticos y sociales de la formación	
Divulgación y formación al público	
<b>Área 11. Protección ocupacional del público y del medio ambiente en instalaciones reglamentadas. Funcionamiento normal e incidencias . . . . .</b>	<b>465</b>
Vigilancia de la radiación y de la contaminación: dosimetría ambiental y de área	
Dosimetría personal y vigilancia médica	
Adquisición y transporte interno de material radiactivo	
Gestión interna de residuos y efluentes radiactivos	
Medidas de protección al público y al medio ambiente en funcionamiento normal e incidentes	
Procedimientos de protección operacional	
Formación, información, adiestramiento	
Impacto de las instalaciones en funcionamiento normal	
Prevención y tratamiento de las incidencias	
<b>Área 12. Protección operacional del público y del medio ambiente en instalaciones no reglamentadas. Funcionamiento normal e incidencias . . . . .</b>	<b>515</b>
Vigilancia de la radiación y de la contaminación: dosimetría ambiental y de área	
Dosimetría personal y vigilancia médica	
Adquisición y transporte interno de material radiactivo	
Gestión interna de residuos y efluentes radiactivos	
Medidas de protección al público y al medio ambiente en funcionamiento normal e incidentes	
Procedimientos de protección operacional	
Formación, información, adiestramiento	
Impacto de las instalaciones en funcionamiento normal	
Prevención y tratamiento de las incidencias	
Industrias NORM, marco regulador e implicaciones	
Transporte aéreo	
Otras industrias	

<b>Área 13. Desmantelamiento y clausura de instalaciones. Gestión de residuos radiactivos . . . . .</b>	<b>541</b>
Clausura de instalaciones nucleares y radiactivas; requisitos legales, informes y procedimientos	
Gestión externa de residuos radiactivos y efluentes	
Transporte externo de materiales radiactivos y de residuos	
Impacto ambiental	
Desclasificación de materiales residuales	
Liberación de estructuras, edificios y terrenos	
<b>Área 14. Aplicaciones industriales de la radiación y de las fuentes     y los materiales radiactivos. Transporte . . . . .</b>	<b>557</b>
Radiografía industrial: equipos fijos y portátiles	
Uso de trazadores	
Otras aplicaciones: equipos móviles y fijos	
Servicios técnicos: UTPRs	
Transporte	
Protección radiológica ocupacional y del público	
Protección física	
Gestión de calidad	
<b>Área 15. Preparación y actuación en accidentes y emergencias radiológicas . . . . .</b>	<b>567</b>
Nuevo marco de ICRP, publicaciones 109 y 111 de la normas internacionales	
Emergencias nucleares y emergencias radiológicas	
Desarrollo de herramientas y metodologías de apoyo en su gestión	
Preparación de la respuesta y formación: operativa y sanitaria	
Protocolos de actuación en caso de detección: metal, MEGAPORT, etc.	
Medidas de prevención y control asociadas	
<b>Área 16. Regulación y normativas en el uso de las radiaciones . . . . .</b>	<b>581</b>
Organismos reguladores y asesores	
Organismos competentes nacionales e internacionales	
Legislación española actual y previsiones a corto plazo	
Legislación europea actual y previsiones	
Recomendaciones	
Normativa del CSN y especificaciones en instalaciones radiactivas	
Participación de las “partes interesadas”	
<b>Área 17. Aspectos sociales y éticos de la Protección Radiológica . . . . .</b>	<b>595</b>
Compromiso y mecanismos de participación de las partes interesadas (Stakeholders)	
Principios y criterios éticos y sociales aplicables	
Mecanismos y experiencias de información y divulgación	
Percepción social del riesgo radiológico	
Experiencias y prácticas internacionales	
<b>Área 18. Radiaciones no ionizantes. . . . .</b>	<b>605</b>
Caracterización de la exposición: magnitudes y unidades para RNI	
Posibles efectos biológicos y sanitarios	
Estudios epidemiológicos	
Dosimetría física	
Instrumentación	
Criterios de protección	
Estado de la regulación al respecto y previsiones	



# Área 01

## Fuentes de radiación natural

Radiación de fondo

Radón en viviendas y en lugares de trabajo

Programas de vigilancia ambiental

Medida de radiación natural

Evaluación del impacto radiológico asociado

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





# Área 1

El cemento polimérico de azufre como alternativa para el reciclado de fosfoyesos. Pruebas de corrosión de cementos enriquecidos con fosfoyesos . . . . .	41
Gascó, C., López, F.A., Navarro, N., Sánchez, M., Sanz, B., Ballesteros, O., Higuera, E., Román, C.P.	
Validez de la determinación de $^{210}\text{Po}$ y $^{210}\text{Pb}$ en orina humana para verificar su posible contaminación . . . . .	42
Gascó, C., Sanz, B., Fernández, E., Trinidad, J.A.	
Contenido radioactivo en aguas de galerías de Tenerife, Islas Canarias . . . . .	43
López Pérez, M., Duarte Rodríguez, X., Triguero Pérez, M., Hernández Armas, J., Catalán Acosta, A.	
Radionúclidos emisores gamma en frutas y hortalizas producidas en Canarias: consecuencias dosimétricas . . . . .	44
Triguero-Pérez, M., Duarte-Rodríguez, X., López-Pérez, M., Hernández-Armas, J.	
Radiactividad natural en aerosoles de dos industrias NORM en el polo industrial de Huelva . . . . .	45
Lozano, R.L., San Miguel, E.G., Bolívar, J.P., García-Tenorio, R.	
$^{210}\text{Po}$ en organismos marinos consumidos por la población sevillana . . . . .	46
Díaz-Francés, I., Mantero, J., Manjón, G., García-Tenorio, R.	
Estudio radiológico de los fangos generados en una Estación de Tratamiento de Aguas Potables . . . . .	47
Baeza, A., Salas, A., Gragera, J.	
Análisis de la retención del vapor de agua en sílica gel . . . . .	48
Herranz, M., Pinilla, J.L., Alegría, N., Idoeta, R., Legarda, F.	
Medidas de la radiactividad ambiental en la comunidad autónoma de Aragón . . . . .	49
Calvete, H., Carrión, A., Galé, C., García, E., Núñez-Lagos, R., Pérez, C., Puimedón, J., Rodríguez, S., Sánchez, P., Sarsa, M.L., Villar, J.A.	
Estudio dosimétrico en una instalación con altas concentraciones de radón . . . . .	50
Ferrero Calabuig, J.L., Martínez Sanchís, S., Cámara García, T., Delgado Belmar, V.	
Caracterización radiactiva, físico-química y mineralógica de materiales asociados con la producción del ácido fosfórico . . . . .	51
Pereira Ambrosio, E., Gázquez González, M., Bolívar Raya, J.P.	
Protocolo de actuación en industrias NORM. Centrales de producción térmica de carbón . . . . .	52
Robles, B., Mora, J.C., Corbacho, J. A., Baeza, A., Cancio, D.	
Estudio de la instrumentación de medida de radón en condiciones ambientales extremas . . . . .	53
Moreno, V., Baixeras, C., Amgarou, K., Font, Ll., Vargas, A., Grossi, C.	
Evolución de temporal de radón en varias dependencias de un edificio público en Cáceres . . . . .	54
Miró, C., Pacheco, C.	
Estimación de la dosis efectiva anual correspondiente a radionucleidos naturales y de origen antropogénico en la Bahía de Cádiz . . . . .	55
Rodrigo, J.F., Martínez-Ramos, C., Barbero, L., Casas-Ruiz, M.	



## El cemento polimérico de azufre como alternativa para el reciclado de fosfoyesos. Pruebas de corrosión de cementos enriquecidos con fosfoyesos

GASCÓ, C.<sup>1\*</sup>, LÓPEZ, F.A.<sup>2</sup>, NAVARRO, N.<sup>1</sup>, SÁNCHEZ, M.<sup>1</sup>, SANZ, B.<sup>1</sup>, BALLESTEROS, O.<sup>1</sup>, HIGUERAS, E.<sup>1</sup>, ROMÁN, C.P.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> CIEMAT (Avda de la Complutense 22, Madrid).

<sup>2</sup> CENIM (Centro Nacional de Investigaciones Metalúrgicas, CSIC. Madrid).

\* Correspondencia – C-e: catalina.gasco@ciemat.es

**Palabras clave:** radionucleidos naturales, fosfoyeso, cemento polimérico de azufre, reciclado, pruebas de corrosión.

### Introducción

La posibilidad de la utilización del cemento para el reciclado de materiales se contempla en la actualidad como solución sostenible de la industria de abonos/producción de fosfórico (NORM). Se han realizado pruebas para la optimización de las mezclas cemento/fosfoyeso y su caracterización químico/física y radiológica, obteniéndose cementos con una cantidad de radiactividad natural controlada y cumpliendo la normativa europea existente para este tipo de materiales. Hasta la fecha no se habían hecho pruebas de corrosión de este cemento modificado para controlar la posible lixiviación de los radionucleidos existentes en el mismo. En este trabajo se presentan algunos resultados de pruebas de corrosión realizadas sobre estos cementos modificados empleando soluciones tampón de diferente pH. Las determinaciones analíticas en estas matrices son novedosas y presentan nuevos retos instrumentales.

### Material y métodos

Las soluciones correspondientes al lixiviado de las muestras de cemento, fosfoyeso y cemento modificado, así como blancos de las soluciones tampón de diferente pH, fueron caracterizados mediante tres técnicas instrumentales: espectrometría gamma, espectrometría alfa y fosforimetría láser. Se determinaron los siguientes radionucleidos naturales: <sup>234</sup>Th, <sup>214</sup>Bi, <sup>40</sup>K, <sup>228</sup>Ac, <sup>210</sup>Pb, isótopos de uranio y <sup>210</sup>Po. La sensibilidad de las técnicas empleadas para la determinación de isótopos de uranio y <sup>210</sup>Pb ha permitido una evaluación más precisa del grado de corrosión. La relación de actividades entre los cementos modificados y los líquidos de lixiviado ha permitido cuantificar la fracción de estos radionucleidos susceptible de ser lixiviada.

### Resultados y discusión

En la Tabla 1 se muestran –como representativos– los resultados correspondientes al estudio de lixiviación de <sup>210</sup>Po.

**Tabla 1.** Resultados de la lixiviación del <sup>210</sup>Po en cementos con diverso contenido de fosfoyeso

Material	Ref.	pH Extracción	<sup>210</sup> Po±1s (Bq/L)	Material	Ref.	pH Extracción	<sup>210</sup> Po±1s (Bq/L)
Cemento sin fosfoyeso	SC-21	2	0,0078±0,0092	Tampón Blanco		2	0,014±0,008
	SC-21	4	0,039±0,019			4	0,015±0,009
	SC-21	6	0,017±0,011			6	0,012±0,007
	SC-21	8	0,0089±0,0095			8	0,0062±0,0082
	SC-21	10	0,0082±0,0061			10	0,0080±0,0060
Fosfoyeso Huevelva	Z3L-21-30	2 (1er ciclo)	0,721±0,059	Cemento con fosfoyeso (30%)	-----	---	-----
	Z3L-21-30	2 (1er ciclo)	0,792±0,065		IN-21-30	2	0,983±0,070
	Z3L-21-30	4	0,434±0,043		IN-21-30	4	0,160±0,026
	Z3L-21-30	6	0,304±0,037		IN-21-30	6	0,079±0,017
	Z3L-21-30	8	0,0078±0,0138		IN-21-30	8	0,011±0,010
	Z3L-21-30	10	0,0098±0,0077		IN-21-30	10	0,0051±0,0108

Se destaca que la lixiviación en medio ácido del cemento modificado con fosfoyeso extrae radionucleidos en mayor proporción que la básica. La cuantificación del porcentaje de extracción se realizará una vez conocido el contenido de todos los radionucleidos.

### Conclusiones

El estudio realizado ha permitido cuantificar la fracción de radionucleidos naturales lixiviados de los cementos modificados en distintas condiciones de pH. Los resultados obtenidos indican que estos cementos podrían almacenarse en vertederos tras la demolición de edificios y su corrosión con el paso del tiempo no provocaría un aumento significativo de la radiactividad natural existente. La fracción de la actividad lixiviada no supone por tanto ningún riesgo desde el punto de vista de la protección radiológica ni para el medio ambiente ni para el ser humano. Se estima que serían necesarias más pruebas para verificar todos los supuestos tratados en este trabajo preliminar.

## Validez de la determinación de $^{210}\text{Po}$ y $^{210}\text{Pb}$ en orina humana para verificar su posible contaminación

GASCÓ, C.\*, SANZ, B., FERNÁNDEZ, E., TRINIDAD, J.A.

CIEMAT (Departamento de Medio Ambiente), Unidad de Radiactividad Ambiental y Vigilancia Radiológica. Madrid.

\* Correspondencia – C-e: catalina.gasco@ciemat.es

**Palabras clave:** Polonio-210, Plomo-210, material biológico, contaminación, orina, radionucleidos naturales.

### Introducción

La contaminación del ex espía ruso Alexander Litvinenko con Pb-210 (2006) creó una preocupación entre las personas que habían viajado, vivido o compartido su entorno. La manera de control de esta contaminación podía ser directa midiendo la emisión gamma de baja energía del  $^{210}\text{Pb}$  mediante contadores de cuerpo entero o realizando análisis de orina por diversas técnicas instrumentales (centelleo líquido, espectrometría alfa y contadores proporcional). Se seleccionó la técnica de espectrometría alfa ya que en un principio presenta una elevada sensibilidad. En esa época se midieron los contenidos de  $^{210}\text{Po}$  y  $^{210}\text{Pb}$  en muestras en blanco de orina de trabajadores –sin contacto con productos NORM ni fumadores–. La medida por espectrometría alfa de estos isótopos permitió obtener resultados por encima de los umbrales de decisión que manifestaban la posibilidad de desequilibrio de ambos radionucleidos en las muestras de orina, siendo su presencia “normal” dada la radiactividad natural existente en el Medio Ambiente. En este trabajo se presentan los resultados obtenidos en este tipo de muestras y las relaciones  $^{210}\text{Po}/^{210}\text{Pb}$  obtenidas.

### Material y métodos

Muestras de orina de 100 mL fueron obtenidas y tratadas con HCl 5M hasta total sequedad a una temperatura inferior a 90°C. Se utilizó  $^{209}\text{Po}$  como trazador para evaluar el rendimiento químico del proceso. El polonio fue auto-depositado en discos de plata a una temperatura de 90°C. Estos discos fueron medidos por espectrometría alfa, determinándose la concentración de polonio. El líquido sobrante fue almacenado durante 2 años para el análisis de  $^{210}\text{Pb}$  realizando la técnica de doble auto-depósito. Las correcciones por rendimientos químicos y desintegración fueron realizadas por programación en Visual Basic para aplicaciones en las hojas de cálculo. Se participó en una intercomparación con agua salina para verificar la correcta aplicación del método.

### Resultados y discusión

Los resultados preliminares de trabajador estándar no fumador se muestran en la Tabla 1.

**Tabla 1.** Concentración de los elementos  $^{210}\text{Po}$  y  $^{210}\text{Pb}$  en mujer trabajadora no fumadora

Muestra	$^{210}\text{Po} \pm 1s$ ( Bq/L)	LID ( Bq/L)	$^{210}\text{Pb} \pm 1s$ ( Bq/L)	LID ( Bq/L)	$Rq(^{210}\text{Po}) \pm 1s$	$Rq(^{210}\text{Pb}) \pm 1s$
1	0,0025±0,0017	0,011	0,0160±0,0034	0,014	83,4±2,5	65,2±2,1
2	0,0039±0,0017	0,011	0,0100±0,0023	0,009	84,8±2,5	103,4±2,9
3	0,0022±0,0012	0,0095	0,0150±0,0055	0,024	94,4±2,6	38,0±1,5
4	0,0044±0,0021	0,014	0,0080±0,0023	0,008	66,7±2,1	118,2±3,2

Los blancos muestras la detección de ambos radionucleidos, aunque la sensibilidad del método indique que no se detectan con una fiabilidad del 99%.

La Tabla 2 muestra los resultados de los dos problemas de posible contaminación. Se realizó un análisis de varias replicas para estudiar la variabilidad de la detección en este tipo de muestras que no se presentan en este resumen.

**Tabla 2.** Concentración de los elementos  $^{210}\text{Po}$  y  $^{210}\text{Pb}$  en muestras problema

Muestra	$^{210}\text{Po} \pm 1s$ ( Bq/L)	LID ( Bq/L)	$^{210}\text{Pb} \pm 1s$ ( Bq/L)	LID ( Bq/L)	$Rq(^{210}\text{Po}) \pm 1s$	$Rq(^{210}\text{Pb}) \pm 1s$
Problema 1	0,0037±0,0022	0,012	0,0130±0,0028	0,011	83,9±3,2	87,4±2,5
Problema 1	0,0060±0,0025	0,012	0,0100±0,0024	0,009	83,6±3,3	103,2±2,9
Problema 2	0,0045±0,0022	0,011	0,0060±0,0025	0,012	90,4±3,4	81,3±2,4
Problema 2	0,0021±0,0025	0,015	0,0100±0,0024	0,010	67,1±2,9	94,5±2,7

Observando ambas tablas se aprecia la no presencia de ambos elementos en las muestras problema. Dado que existen más replicas de las muestras se realizará un estudio de la variabilidad de fondo de estos elementos en muestras blanco de orina reales.

### Conclusiones

La técnica de espectrometría alfa para el análisis de  $^{210}\text{Po}/^{210}\text{Pb}$  resulta eficaz para el análisis de estos radionucleidos en orina. Presenta el inconveniente de que la medida de  $^{210}\text{Pb}$  es diferida y no se puede realizar en el momento de la contaminación, sin embargo el  $^{210}\text{Po}$  se analiza en 6 días incluido el recuento.

Las muestras de los trabajadores blancos no fumadores presentan concentraciones no detectables al 99% de fiabilidad de  $^{210}\text{Po}$ , mayor tiempo de recuento posiblemente mejoraría la sensibilidad del método. La presencia de estos radionucleidos en la orina sólo reflejaría la radiactividad de origen natural ya que no manipulan ningún producto NORM. Estos datos servirían de control para posibles trabajadores en este tipo e industrias.

## Contenido radioactivo en aguas de galerías de Tenerife, Islas Canarias

LÓPEZ PÉREZ, M.\* , DUARTE RODRÍGUEZ, X., TRIGUERO PÉREZ, M., HERNÁNDEZ ARMAS, J., CATALÁN ACOSTA, A.

Laboratorio de Física Médica y Radioactividad Ambiental. Facultad de Medicina. Universidad de La Laguna.

\* Correspondencia – C-e: fimerall@ull.es

**Palabras clave:** agua de consumo, índice alfa total, índice beta resto, dosis indicativa total.

### Introducción

El consumo de agua por el hombre ocasiona la posible incorporación al organismo de los radionúclidos existentes en ella, pudiendo ocasionar efectos indeseados sobre la salud humana. Para evitarlos o disminuirlos, diversos organismos han establecido unos límites para la concentración de sustancias radiactivas en las aguas a fin de que puedan usarse para el consumo humano. Así, la Unión Europea en la Directiva 98/83/EC fijó unos valores límites de 100 Bq/L para la actividad específica para el  $^3\text{H}$  y de 0.10 mSv/año para la Dosis Indicativa Total (DIT). La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha establecido (Guía para la calidad del agua de bebida, tercera edición, 2004) los valores de los índices alfa total y beta total de aguas aptas para el consumo humano en 0.5 Bq/L y 1 Bq/L respectivamente. Actualmente en España según los valores fijados en el Real Decreto 140/2003 son de 0.1 Bq/L y 1Bq/L para dichos límites. Estos límites establecen unos valores umbral que, en caso de superarse obligan a determinar las concentraciones de radionúclidos individuales y a partir de ella estimar la DIT. Cuando el valor de dosis debido al consumo de agua es superior a 0.1 mSv/año, el agua no es apta para el consumo humano. Si es inferior a dicho valor aunque alguno de los límite sea superior a los límites umbrales, el agua es apta para el consumo si bien hay que hacer actividades de vigilancia y control de las mismas desde el punto de su contenido radioactivo.

Los objetivos de este trabajo han sido: 1) Determinar los índice alfa total y beta total en muestras de agua de diversas galerías (minas para la extracción de agua subterráneas) de la Isla de Tenerife; 2) Determinar cuando proceda el valor de DIT en el supuesto que estas agua se usaran directamente para el consumo humano.

### Material y métodos

La principal fuente de agua de consumo en la Isla de Tenerife proviene de depósitos naturales subterráneos desde los que se extrae mediante pozos o bien galerías. Las muestras de agua han sido tomadas en la bocamina de 11 galerías, situadas en terrenos de los municipios de La Orotava y Los Realejos. A todas las muestras se les determinó los índices alfa total y beta total. Para el índice alfa total se usaron detectores de centelleo sólido de SZn (Modelo 2015A Canberra, USA). El índice beta total se determinó usando un contador de flujo continuo de gas de bajo Fondo (LB770, Berthold). La concentración de  $^{40}\text{K}$  se ha determinado usando un espectrofotómetro de llama.

### Resultados y discusión

El 36% de las aguas de galería analizadas presentan valores de índice alfa total superiores a 0.1 Bq/L. En dos de las muestras se superó el valor de 1 Bq/L para índice beta.

En el pasado la población de la Isla de Tenerife usaba directamente el agua de la galería para su consumo. En las muestras de dichas aguas donde se superaron los valores umbrales se realizó el análisis radioisotópico para conocer la concentración de los diversos radionúclidos existentes en ella. Los principales contribuyentes a la actividad alfa total han sido los isótopos del uranio:  $^{234}\text{U}$  y  $^{238}\text{U}$ .

El valor de DIT correspondiente a las aguas de galerías número 7 y 8 fue superior a 0.1mSv/año, considerando un consumo medio de 720 L de agua por año y por persona.

(Los nombres de la galerías: 1. Risco Rajado; 2. La Puente; 3. Chimoche; 4. Montaña Blanca; 5. Montaña Enmedio; 6) Caramujo I; 7. El Portillo; 8. Almagre y Cabezón; 9. Nuevo Portillo; 10. Los Zarzales y 11. La Casualidad).

**Tabla 1.** Índices de alfa total y beta total en muestras de aguas de galería

Galería número	Índice alfa total (Bq/L)	Índice beta total (Bq/L)
1	<0.001	<0.01
2	0.005	<0.03
3	0.016	<0.03
4	<0.001	<0.02
5	0.01	<0.02
6	0.02	<0.02
7	0.82	1.25
8	1.03	1.44
9	0.08	<0.03
10	0.50	<0.02
11	0.72	0.08

### Conclusiones

1. En 4 de las 11 muestras de aguas analizadas, el índice alfa total fue superior a 0.5 Bq/L.
2. Dos de las muestras de aguas superaban el límite de 1 Bq/L para el índice beta total.
3. Se obtuvo en dos muestras de agua valores de DIT mayores 0.1 mSv/año.

## Radionúclidos emisores gamma en frutas y hortalizas producidas en Canarias: consecuencias dosimétricas

TRIGUERO-PÉREZ, M., DUARTE-RODRIGUEZ, X., LÓPEZ-PÉREZ, M.\*, HERNÁNDEZ-ARMAS, J.

Laboratorio de Física Médica y Radioactividad Ambiental. Facultad de Medicina, Universidad de La Laguna.

\* Correspondencia – C-e: fimerall@ull.es

**Palabras clave:** radionúclido, concentración, frutas y hortalizas, Canarias.

### Introducción

Determinar los posibles efectos debidos a la ingestión de radionúclidos que pueden encontrarse en los alimentos es de interés sanitario desde el punto de vista de la protección radiológica de la población. Estas determinaciones y el análisis de las consecuencias en la salud de las personas ha motivado trabajos y estudios que han tenido consecuencias en forma de normas a seguir y valores límites a tener en cuenta dictados por organismos nacionales e internacionales. La preocupación por estos temas ha sido motivo de especial atención en determinadas circunstancias como las que se dieron después del accidente de la central nuclear de Chernobil. En todo caso, la recopilación de información sobre la concentración de radionúclidos en alimentos ha sido objeto de un trabajo constante en muchos países. La recopilación de estos datos ha permitido proponer en la publicación UNSCEAR 2000 de Naciones Unidas, un valor de dosis efectiva anual promedia para la población mundial de entre 0,2 y 0,8 mSv como consecuencia de la ingestión de alimentos y agua, lo que significa la octava parte de la dosis personal media debida a fuentes naturales.

### Material y métodos

Durante el año 2010 se ha realizado el trabajo de determinar el contenido en diversos radionúclidos de alimentos producidos en Canarias o bien importados y, en todo caso, consumidos por la población. En esta comunicación se ha centrado el objetivo en frutas y hortalizas producidas en Canarias. Para ello, se han adquirido en diversas fincas de la isla de Tenerife 16 diferentes clases de estos productos.

El método seguido ha sido el ya publicado en trabajos previos de este laboratorio. Básicamente consiste en extraer la parte comestible, cuando fuera necesario, lavarlas y proceder al secado de las muestras a unos 100° C hasta peso constante (se necesitan entre 1 y 10 días) y posteriormente se procede a su calcinación a 450°C durante 48 horas como mínimo. La muestra obtenida se guarda en un recipiente para realizar la medida después de dejar transcurrir al menos 25 días para que se alcance el equilibrio Radio-Radón.

Una vez pasado el tiempo indicado se obtenía el espectro gamma de la misma usando un detector de Germanio ultrapuro. Así se determinaron los radionúclidos emisores gamma existentes en la muestra de alimentos.

Como en este laboratorio se había realizado una determinación similar en 2003, se ha realizado un análisis comparativo de la concentración de radionúclidos en estos alimentos correspondientes a ambos momentos.

Una vez conocida la concentración, se procede a la determinación de la dosis efectiva a la población a partir del conocimiento del consumo medio de cada alimento y la aplicación de los factores de conversión pertinentes.

### Resultados y discusión

Todos los alimentos contenían cantidades medibles de K-40. El rango de concentración se encontró entre 4.86E+02 y 5.78E+00 Bq/Kg fresco. El máximo valor detectado correspondió a una concentración de 2.86E+02 Bq/Kg fresco en la papaya siendo el valor mínimo el de 5.78 Bq/Kg fresco en la nectarina. De forma excepcional se encontró Pa-234m, Be-7, Ac-228 y U-235 en algunos alimentos siempre en muy bajas concentraciones.

La evolución temporal del K-40 con respecto a los del año 2003 no presenta variación importante en todos los alimentos con la excepción del aguacate que pasó de 2.60E+02 a 3.89E+01 Bq/Kg fresco.

### Conclusiones

- El único radionúclido que se ha encontrado en todos los alimentos fue el K-40. Su concentración en diversas frutas y hortalizas producidas en Canarias se ha mantenido aproximadamente constante en los últimos 7 años, excepto en los aguacates donde se ha detectado una disminución.
- Sorprendentemente el contenido de K-40 en alimentos producidos en Canarias es superior que el contenido detectado recientemente en un área de alto nivel de radiación natural en la India
- La aportación a la dosis efectiva a la ingesta de frutas y hortalizas en Canarias es debida solamente al contenido de K-40 de dichos alimentos. En total para las frutas y hortalizas analizadas en este trabajo es de 17.5 µSv anualmente.

Tabla 1. Resultado de K-40y dosis efectiva

Alimento	Actividad (Bq/Kg fresco)	Incertidumbre (Bq/Kg fresco)	Dosis efectiva (µSv/año)
Calabaza	1.34E+02	3.38E+00	2.92E+00
Habichuela	7.35E+01	2.16E+00	1.39E+00
Limón	5.05E+01	1.64E+00	5.71E-02
Melocotón	1.98E+01	5.21E-01	1.96E-01
Naranja	5.90E+01	1.54E+00	3.19E+00
Nectarina	5.78E+00	1.44E-01	3.80E-02
Nísperos	1.24E+02	4.85E+00	1.41E-01
Kiwi	6.69E+01	1.70E+00	6.20E-01
Tomate	1.19E+02	2.87E+00	6.42E+00
Remolacha	5.08E+02	1.33E+01	3.79E-01
Aguacate	3.89E+01	1.62E+00	2.65E-01
Papaya	2.86E+02	7.28E+00	1.88E+00



## **Radiactividad natural en aerosoles de dos industrias NORM en el polo industrial de Huelva**

LOZANO, R.L. \*, SAN MIGUEL, E.G., BOLÍVAR, J.P., GARCÍA-TENORIO, R.

Dep. Física Aplicada, Facultad Ciencias Experimentales, Campus El Carmen. Universidad de Huelva.

\* Correspondencia – C-e: rafa.lozano@dfa.uhu.es

**Palabras clave:** aerosol,  $^7\text{Be}$ ,  $^{210}\text{Pb}$ , radioisótopos de U y Th.

### **Introducción**

El polo industrial de Huelva cuenta con varias industrias calificables como industrias NORM. En este contexto, entre los años 2006 y 2008, se ha desarrollado un estudio detallado de las concentraciones de los diversos radionucleidos naturales presentes en el material particulado atmosférico existente en el interior de las instalaciones de dos de estas industrias: una dedicada a la producción de dióxido de titanio a partir del mineral de ilmenita y “slag”; y en otra dedicada a la producción de fertilizantes a partir de fosfato roca.

### **Material y métodos**

Se tomaron filtros atmosféricos con captadores aire de alto volumen para recoger el PM10 en ambas industrias NORM, a la vez que en una estación libre de emisiones antropogénicas, tomada como fondo. Cada uno de los filtros se dividió en dos partes, una para realizar espectrometría gamma con un detector XtRa HPGE, y otra, previo procedimiento radiquímico, para realizar espectrometría alfa con detectores de Si.

### **Resultados y discusión**

Las concentraciones de aerosol ( $\text{PM}_{10}$ ) presentes en el aire superficial de ambas industrias son mucho mayores que las presentes en la estación tomada como fondo. Ello se debe a la molienda de la materia prima llevada a cabo en los respectivos procesos industriales, y por tanto a la resuspensión de material particulado hacia la atmósfera. Además, las actividades de los radionucleidos de las series de  $^{238}\text{U}$  y  $^{232}\text{Th}$  obtenidas en las industrias NORM, presentaron un aumento significativo respecto a los valores de fondo, dependiendo en cada caso del tipo de materia prima utilizada. Sin embargo, las actividades de  $^7\text{Be}$ , y de  $^{210}\text{Pb}$  obtenidas en las fábricas son similares a las encontradas en la estación de fondo, dado que las actividades que se encuentran en la atmósfera son muy superiores a lo que los procesos de producción de ambas industrias introducen en el ambiente. Con los valores de actividad obtenidos, se procedió a calcular las dosis radiactivas por inhalación de aerosoles, encontrándose valores muy por debajo del límite legalmente establecido ( $1 \text{ mSv a}^{-1}$ ).

### **Conclusiones**

1. Debido a la molienda de material, y a los procesos de resuspensión, las concentraciones de aerosol encontrados en ambas industrias NORM son muy superiores a los encontrados en la estación de fondo.
2. Las actividades calculadas en ambas industrias para las series de  $^{238}\text{U}$  y  $^{232}\text{Th}$  son muy superiores a las del fondo ambiental, dependiendo en cada caso de la materia prima utilizada en el proceso de producción. En cambio, las actividades de  $^7\text{Be}$  y  $^{210}\text{Pb}$  son similares a los valores de fondo ambiental.
3. El impacto radiológico en los trabajadores debido a la inhalación de aerosoles en ambas industrias es despreciable.

## **<sup>210</sup>Po en organismos marinos consumidos por la población sevillana**

DÍAZ-FRANCÉS, I.<sup>1</sup>, MANTERO, J.<sup>1</sup>, MANJÓN, G.<sup>1</sup>, GARCÍA-TENORIO, R.<sup>1,2,\*</sup>

<sup>1</sup> Grupo Física Nuclear Aplicada, Universidad de Sevilla.

<sup>2</sup> Centro Nacional de Aceleradores (CNA), Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: gtenorio@us.es

**Palabras clave:** polonio, organismos marinos, bioacumulación, dosis por ingestión.

### **Introducción**

El <sup>210</sup>Po es un radionucleido natural perteneciente a la serie del Uranio, que está presente de forma ubicua en cantidades trazas en los diversos compartimentos ambientales (aguas, suelos, atmósfera) y que a través de su ruta a lo largo de la cadena trófica puede terminar incorporado en el cuerpo humano vía ingestión de aguas o alimentos. Este radionucleido ( $T_{1/2} = 22.3$  años) es altamente radiotóxico, presentando de hecho entre todos los radionucleidos naturales, el mayor valor para el coeficiente de dosis por ingestión para adultos,  $1.2 \cdot 10^{-6}$  Sv/Bq (dosis efectiva comprometida por unidad de incorporación por ingestión).

El <sup>210</sup>Po, se encuentra por otra parte presente en relativamente altas concentraciones en la biota marina, debido a su comportamiento bioacumulativo al fijarse fuertemente a ciertos tejidos internos de esta población. Como consecuencia, el <sup>210</sup>Po contribuye en una proporción muy importante a las dosis recibidas por los organismos marinos y a las dosis por ingestión de la población que los consume.

La población española tiene como un componente importante de su dieta a los productos de origen marino. Se pueden esperar pues debido a la ingestión de <sup>210</sup>Po asociado a esta componente de la alimentación, valores superiores de la dosis por ingestión en la población española en comparación con otras poblaciones europeas donde la cultura de introducir pescado en su dieta no está tan introducida, por este último motivo, hemos realizado el estudio aquí detallado para estimar la contribución del <sup>210</sup>Po a la dosis por ingestión recibida por la población sevillana debido al consumo de pescados, moluscos y crustáceos. Los resultados obtenidos en este estudio serán presentados y discutidos en este trabajo.

### **Material y métodos**

Las concentraciones de actividad de <sup>210</sup>Po han sido determinadas, mediante la aplicación de la técnica de espectrometría alfa, en las partes comestibles de un amplio y variado conjunto de pescados, moluscos y crustáceos, todos de origen marino, y adquiridos en comercios sevillanos. Muestras representativas de cada especie en estudio fueron secadas, trituradas y homogeneizadas, para someter posteriormente a alícuotas representativas a un proceso de digestión mediante horno microondas. La solución resultante del proceso de digestión fue adaptada para proceder a la autodeposición selectiva del Polonio sobre planchetas de cobre, las cuales han sido medidas en un sistema espectrométrico AlphaAnalyst (Canberra) compuesto por ocho cámaras independientes, equipada cada una de ellas con un detector PIPS de 450 mm<sup>2</sup>. El procedimiento en su conjunto ha sido validado mediante su aplicación a diferentes muestras de referencia.

### **Resultados y discusión**

Los resultados obtenidos, ponen de manifiesto las altas concentraciones de <sup>210</sup>Po en algunas especies marinas consumidas con asiduidad por la población sevillana, especialmente en algunos moluscos.

Estas concentraciones son, por otra parte, en la mayoría de los casos uno o varios órdenes de magnitud superiores a las determinadas para otros radionucleidos pertenecientes a su misma serie radiactiva natural como los isótopos de Uranio (<sup>234</sup>U y <sup>238</sup>U) y <sup>230</sup>Th, lo que unido a su alta radiotoxicidad, convierte al <sup>210</sup>Po en el radionucleido natural que contribuye en mayor proporción a la dosis por ingestión recibida por la población sevillana debida al consumo de estos productos. Es de destacar que en una proporción muy elevada, las medidas de <sup>210</sup>Po se han realizado sobre muestras que habían experimentado previamente el proceso de cocinado más característico de aplicar en nuestra zona geográfica (cocción de moluscos y crustáceos, parrillada de pescados blancos, etc.). Con ello se pretende realizar una evaluación dosimétrica lo más realista posible al tener en cuenta la posible pérdida de <sup>210</sup>Po en el proceso de preparación para su consumo.

### **Conclusiones**

El <sup>210</sup>Po es el radionucleido natural que contribuye en mayor proporción a la dosis por ingestión recibida por la población sevillana. Una fracción considerable del <sup>210</sup>Po ingerido por esta población, se incorpora asociado a productos de origen marino (pescados, moluscos, crustáceos).



## Estudio radiológico de los fangos generados en una Estación de Tratamiento de Aguas Potables

BAEZA, A.\*, SALAS, A., GRAGERA, J.

LARUEX (Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la Universidad de Extremadura). Cáceres.

\* Correspondencia – C-e: ymiralle@unex.es

**Palabras clave:** fango, radiactividad, planta potabilizadora, radionucleidos naturales.

### Introducción

El proceso de potabilización de las aguas implica la eliminación o al menos la reducción a concentraciones legalmente permitidas de sustancias no deseables que pasan a formar parte de los precipitados que se originan, denominados fangos. La importancia de su estudio viene dada porque en éste se va encontrar, en el caso de que el proceso reduzca eficazmente su contenido radiactivo, actividades significativas de los radionucleidos eliminados. En este sentido, la concentración radiactiva de los fangos y, sobre todo, las formas químicas en las que se encuentren dichos radionucleidos retenidos, condicionarán la peligrosidad del residuo producido basándonos en su posible disponibilidad.

En este estudio, se han analizado los fangos generados en una planta potabilizadora que ha operado tanto en condiciones rutinarias de funcionamiento como en las condiciones diseñadas para optimizar la reducción del contenido radiactivo para el uranio y el radio presente en el agua tratada.

### Material y métodos

El fango recolectado se le ha sometido a un proceso de filtración, mediante un papel de filtro de laboratorio, y posteriormente secado a 50 °C hasta peso constante.

Para conocer las formas químicas bajo las cuales prioritariamente se han dispuesto los radionucleidos en el fango, es preciso realizar la especiación química de los fangos producidos. Para ello, se ha desarrollado un método basado en los trabajos de especiación realizados por otros autores (Tessier 1979; Salomons 1980).

En dicha especiación química, se han utilizado unos 0,5 gramos del lodo seco producido durante el proceso de potabilización. A partir de él, se han ido extrayendo distintas fracciones que identifican la creciente fortaleza con la que los elementos estudiados están asociados al fango. Las citadas fracciones fueron: la fracción soluble (1); la fracción intercambiable (2); la fracción carbonatada (3), la fracción reducible, dividida a su vez en la fracción fácilmente reducible (4A), y la moderadamente reducible (4B); la fracción orgánico/sulfhídrica (5), y por último, la fracción residual (6). Una vez separadas, se le somete a cada una de ellas, al correspondiente procedimiento de análisis radioquímico, con el fin de determinar el contenido de los radioisótopos del uranio,  $^{234}\text{U}$ ,  $^{238}\text{U}$  y del radio,  $^{226}\text{Ra}$ , mediante espectrometría alfa.

### Resultados y discusión

En los resultados obtenidos para la especiación química del uranio destaca que la mayor parte de este elemento se encuentra en la fracción reducible (aproximadamente un 60%), más concretamente en la fracción moderadamente reducible. Este hecho, nos indica que el uranio está asociado al fango con distintos óxidos metálicos, principalmente de aluminio, ya que el coagulante que se emplea en la planta potabilizadora, objeto del estudio, es el sulfato de aluminio.

Por otra parte, el fango generado mediante el proceso rutinario de potabilización presenta, en la fracción residual, un 23% del uranio. Sin embargo, en el fango generado en la planta potabilizadora, cuando se utiliza el método modificado para optimizar la reducción del contenido radiactivo del uranio presente en el agua, el anterior porcentaje es bastante menor, concretamente del 2,5%. Este hecho, confirma que la principal vía de incorporación del uranio al fango es a través de los óxidos de aluminio que se forman durante el proceso de coagulación-floculación del agua, dado que en este último caso se ha incrementado la eficacia de la incorporación al fango del uranio presente en el agua.

Para el radio, ocurre algo parecido a lo anteriormente descrito para el uranio, aunque en menor medida, ya que éste se encuentra principalmente en la fracción reducible con un 43%, siendo el porcentaje hallado en la fracción residual de un 20%. Este resultado se obtiene para los dos fangos analizados, tanto el generado con el método tradicional de potabilización como con el procedimiento modificado, indicándonos ambos procesos de potabilización aplicados al agua estudiada que no afectan al radio finalmente encontrado en el fango.

### Conclusiones

En los fangos generados en el proceso de potabilización de un agua se localizan los isótopos del uranio estudiados,  $^{234}\text{U}$ ,  $^{238}\text{U}$  y en menor medida el radio,  $^{226}\text{Ra}$ , los cuales se encuentran relativamente bien fijados al mismo, siendo por ello relativamente poco probable su removilización desde los mismos a otros medios receptores, como pueden ser los cultivos. Mediante la especiación química del fango, se ha encontrado que la actividad eliminada del agua se incorpora a los fangos generados, mostrándonos que el uranio y el radio está asociado al óxido metálico de aluminio que se forma en el proceso de coagulación-floculación, ya que la mayor parte del contenido de uranio y radio en el fango lo hemos encontrado en la fracción reducible (4A+4B).

## **Análisis de la retención del vapor de agua en sílica gel**

---

HERRANZ, M., PINILLA, J.L.<sup>1</sup>, ALEGRÍA, N.\* , IDOETA, R., LEGARDA, F.

Departamento de Ingeniería Nuclear y Mecánica de Fluidos. ETSI. Universidad del País Vasco, Bilbao.

<sup>1</sup> Enresa – El Cabril.

\* Correspondencia – C-e: natalia.alegria@ehu.es

**Palabras clave:** tritio, sílica, gel.

### **Introducción**

Entre los diversos sistemas de muestreo del tritio contenido en la atmósfera en forma de vapor de agua, uno de los más básicos y, por lo tanto, de extendida utilización en el campo medioambiental, es su retención en gel de sílice. Sin embargo, el comportamiento de la eficiencia de recolección del gel de sílice en condiciones variables de temperatura del aire y humedad relativa hace que sea difícil definir la cantidad de este necesario para una correcta realización del muestreo, sobre todo en situaciones de muestreos prolongados. En este trabajo se presentan resultados parciales obtenidos en la realización de un estudio sobre el análisis de estas eficiencias en condiciones habituales de muestreo.

### **Material y métodos**

Se ha utilizado un sistema activo de muestreo, en el cual una bomba de aspiración hace pasar el aire a través de unas trampas de vidrio rellenas de gel de sílice donde el vapor de agua existente en el aire es retenido. Los sistemas de medida habituales en estos equipos permiten conocer la cantidad de aire que ha pasado a través de las trampas y por diferencia de pesadas se puede conocer la cantidad de agua recolectada. La extracción del agua por calor, y su posterior destilación y medida por centelleo líquido, permiten conocer la concentración de tritio en el aire.

Se ha realizado el muestreo en tres condiciones distintas:

- Todo el sistema, incluido el aire captado, está en condiciones constantes de temperatura y humedad relativa.
- Las trampas se encuentran en condiciones ambientales constantes, pero no así el aire captado, que es aire libre.
- Todo el sistema se encuentra en el exterior, es decir permanece en las mismas condiciones ambientales que el aire muestreado. En este caso se ha muestreado en diferentes zonas y en diferentes periodos del año, con objeto de tener la mayor variedad posible de condiciones.

### **Conclusiones**

El sistema es eficaz, dentro de un cierto rango de valores del caudal de aire utilizado para el muestreo. La cantidad de gel de sílice necesaria es fuertemente dependiente de las condiciones ambientales, sobre todo cuando todo el sistema permanece en el exterior. En ciertas situaciones de alta temperatura, la desorción del agua en el gel de sílice puede conducir a valores erróneos en la eficiencia de retención.



## **Medidas de la radiactividad ambiental en la comunidad autónoma de Aragón**

CALVETE, H., CARRIÓN, A., GALÉ, C., GARCÍA, E., NÚÑEZ-LAGOS, R., PÉREZ, C. \*, PUIMEDÓN, J., RODRÍGUEZ, S., SÁNCHEZ, P., SARSA, M.L., VILLAR, J.A.

Dep. Física Teórica (Nuclear) Facultad de Ciencias. Universidad de Zaragoza.

\* Correspondencia – C-e: carmpm@unizar.es

**Palabras clave:** radiación natural, dosimetría, vigilancia ambiental.

### **Introducción**

Para conocer el nivel de radiactividad ambiental en la Comunidad Autónoma de Aragón se utilizan dosímetros termoluminiscentes que miden la dosis acumulada durante un periodo de tiempo en cada una de sus 33 comarcas. El proyecto, financiado por el Gobierno de Aragón y La Caixa para la realización de un mapa de radiactividad ambiental cuenta con la colaboración de Institutos de Enseñanza Secundaria y Centros Educativos Públicos para la renovación y envío de los dosímetros. La selección de las distintas ubicaciones se llevó a cabo teniendo en cuenta los puntos de mayor interés reflejados en el Proyecto Marna, realizado por ENUSA y por el CSN, sobre radiación gamma natural. El programa de trabajo se inició en 2009 y hasta la fecha se trabaja con 43 centros distribuidos a lo largo de toda la comunidad intentado abarcar una amplia extensión territorial de Aragón.

### **Material y métodos**

Se utilizan dosímetros termoluminiscentes Panasonic tipos UD-802A y UD-812-A14, que constan de cuatro elementos fabricados por láminas finas de fósforo termoluminiscente, sensibles a radiación fotónica y que se utilizan para la evaluación de dosis bajas. Los dosímetros son colocados a la intemperie durante dos meses en localizaciones concretas y son sustituidos pasado éste periodo por unos nuevos, procediendo a su análisis mediante el lector Panasonic TLD-716. Cada uno de los centros colaboradores recibe por correo certificado un sobre con cuatro dosímetros junto con un dosímetro de transporte que devuelven junto con el sobre de dosímetros expuestos, para poder valorar la dosis de tránsito.

Se están tomando medidas desde hace algo más de un año y actualmente se están efectuando medidas en 39 puntos de la comunidad autónoma. Prácticamente todas las comarcas de la Comunidad tienen uno o dos puntos de medida.

### **Resultados y discusión**

Los resultados obtenidos son compatibles con lo esperado para la radioactividad ambiental en los distintos puntos de medida, variando los promedios entre los 60  $\mu\text{Sv}/30$  días y los 110  $\mu\text{Sv}/30$  días. Se tienen valores a lo largo de un año para 25 localizaciones diferentes distribuidas por toda la geografía aragonesa, apreciándose variaciones entre un 10% y un 30% para una misma ubicación.

Con la estadística acumulada se está tratando de verificar si existe alguna variación estacional y a partir de datos de la Agencia Española de Meteorología se está estudiando la posible correlación entre las condiciones meteorológicas, especialmente precipitación y viento y los datos obtenidos.

Se ha elaborado una base de datos informatizada para el registro de muestras y su identificación, resultados de las medidas realizadas y de los parámetros cartográficos que puedan resultar de interés.

### **Conclusiones**

La Radioactividad ambiental en La Comunidad Autónoma de Aragón no presenta anomalías respecto a lo esperado por su situación geográfica, características del terreno, altura sobre el nivel del mar, etc. Se está tratando de establecer correlaciones entre las variaciones de los datos y las condiciones climáticas.

## **Estudio dosimétrico en una instalación con altas concentraciones de radón**

---

FERRERO CALABUIG, J.L. \*, MARTÍNEZ SANCHÍS, S., CÁMARA GARCÍA, T., DELGADO BELMAR, V.

Laboratorio de Radiactividad de la Universidad de Valencia.

\* Correspondencia – C-e: jose.ferrero@uv.es

**Palabras clave:** radón, industrias NORM, factor de equilibrio.

### **Introducción**

En una zona del marjal costero se han encontrado altos niveles de radón en algunas localizaciones, una de ellas es una estación depuradora de aguas residuales, donde se supera con creces el nivel recomendado en zonas de trabajo. Se presentan los resultados del estudio realizado para la evaluación del exceso de dosis recibido por los trabajadores de dicha instalación.

### **Material y métodos**

El estudio se divide en dos etapas.

- En una primera etapa, se utilizaron como detectores: cajas de carbón activo, detectores de trazas y equipos electrónicos.
- Como segunda etapa, se usaron detectores de trazas y equipos electrónicos, para el seguimiento continuo de las concentraciones de radón que hay en el lugar.

Se han realizado también varias determinaciones del factor de equilibrio entre el Rn-222 y sus descendientes.

### **Resultados y discusión**

Los valores medios obtenidos por los diferentes métodos utilizados son, en la oficina de 3500 Bq/m<sup>3</sup> y en la sala de pretratamiento de 5000 Bq/m<sup>3</sup>. Estos valores están muy por encima de los valores permitidos en zonas de trabajo, tanto el nivel dado por el Consejo de Seguridad Nuclear como por la Unión Europea para una ocupación normal.

Se han obtenido factores de equilibrio variables entre 0,17 y 0,5.

Finalmente se hizo un estudio de la relación entre la concentración de radón, el factor de equilibrio y el tiempo de permanencia de los trabajadores, para de este modo obtener la dosis recibida durante un año. Con un factor de equilibrio de 0,3 y una concentración de 5000 Bq/m<sup>3</sup>, la dosis permaneciendo 1 hora al día sería de 6.5 mSv/año, un valor superior al permitido.

### **Conclusiones**

Los niveles de radón encontrados en la depuradora están muy por encima de los valores permitidos, presentando un riesgo radiológico para los trabajadores del lugar si su permanencia es superior a 1 hora diaria.



## Caracterización radiactiva, físico-química y mineralógica de materiales asociados con la producción del ácido fosfórico

PEREIRA AMBROSIO, E.\*, GÁZQUEZ GONZÁLEZ, M., BOLÍVAR RAYA, J.P.

Dpto. Física Aplicada, Fac. CC. Experimentales, Campus de El Carmen. Huelva.

\* Correspondencia – C-e: estela.pereira@dfa.uhu.es

**Palabras clave:** fosfoyeso, residuos NORM, fertilizantes, valorización.

### Introducción

Desde hace más de 20 años existe una clara conciencia en la comunidad científica sobre la necesidad de evaluar el impacto radiológico ocupacional y ambiental producido por las actividades realizadas por industrias convencionales no nucleares (industrias NORM). Éstas se caracterizan bien por utilizar en sus procesos de producción materias primas enriquecidas en radionucleidos naturales, o bien por generar productos comerciales, sub-productos o residuos enriquecidos en estos radionucleidos.

En el Suroeste de España (Huelva), y entre una gran variedad de industrias químicas, se localiza una dedicada a la producción de fertilizantes. Hasta finales del año 2010 en esta industria se han utilizado cantidades considerables de materia prima, para la producción de ácido fosfórico, que presenta la particularidad de estar enriquecida en radionucleidos naturales, de las series del uranio, en relación a los contenidos en suelos no perturbados. Por tanto, se hace necesario un estudio detallado de los diferentes materiales obtenidos a lo largo del proceso, con objeto de conocer su composición química, mineralogía, granulometría, etc., para llevar a cabo una correcta valorización futura de los mismos.

### Material y métodos

Este trabajo tiene como objetivo la caracterización físico-química y radiactiva de las materias primas. Por un lado, las materias primera de *Kola*, roca fosfática de la península de Kola (norte de Rusia), de origen ígneo, por otro lado, *Togo*, roca fosfática de la reserva de la República Togolesa de origen sedimentario y, por último, fosfato *Marruecos* (procedente de marruecos). Además se tomaron muestras de materiales intermedios residuales (pulpa, lodos e incrustaciones) y residuos finales (fosfoyesos), generados a lo largo del proceso de producción del ácido fosfórico por vía húmeda a partir de roca fosfática.

En ellas se analizaron su composición elemental, elementos mayoritarios (FRX) y trazas (ICP-OES), así como su granulometría, mineralogía (DRX) y contenido radiactivo (espectrometría alfa y gamma).

### Resultados y discusión

Atendiendo a la evaluación radiológica de las materias primas, se ha comprobado que son materiales NORM, debido a la presencia de una elevada concentración de radionucleidos, sobre todo, los pertenecientes a la serie del uranio. Además, con el estudio complementario de mayoritarios y elementos trazas, se ha comprobado la distinta procedencia de las diferentes muestras analizadas.

Por otro lado, a través de la composición mineralógica de los materiales intermedios, se ha observado que la fracción sólida formada después del ataque ácido de la M.P. (pulpa), se corresponde con anhidrita ( $\text{CaSO}_4$ ). Además, en la fracción sólida recogida en los decantadores se han detectado fluorosilicatos alcalinos como la malladrita ( $\text{Na}_2\text{SiF}_6$ ). En varias muestras los elementos trazas medidos han sido muy superiores a la concentración media de suelos no contaminados, destacando la concentración de elementos potencialmente tóxicos como el Cd, unas 1000 veces superior a un suelo típico. En cuanto a la granulometría, en general, todas las muestras presentan un tamaño por debajo de 60 micras. Por último, en la evaluación radiológica llevada a cabo, se observa un claro fraccionamiento radiactivo, llegando a alcanzar en ciertas muestras concentraciones de actividad de  $^{226}\text{Ra}$ , unas 200 veces superior a suelos no contaminados.

Por último, en las muestras de residuo estudiadas, el análisis mineralógico llevado a cabo revela que la fase cristalina mayoritaria encontrada ha sido la fase yeso, ( $\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ) y en menor medida basanita ( $\text{CaSO}_4 \cdot 0.5\text{H}_2\text{O}$ ).

### Conclusiones

La caracterización física, química y radiactiva de los materiales seleccionados, ha permitido comprobar y evaluar el grado de fraccionamiento de los diferentes elementos y compuestos a lo largo de las principales etapas analizadas en el proceso industrial. Los resultados radiactivos, indican que la principal materia prima (Fosfato Bruto de Marruecos) es un material NORM. En cuanto a las concentraciones de elementos mayoritarios, se ha observado una correlación con el origen de las distintas materias primas.

Por otra parte, tanto las muestras de materiales intermedios residuales presentan, por lo general, diferentes y elevadas concentraciones de metales y elementos traza (hecho asociado a los resultados mineralógicos obtenidos), los cuales alrededor del 90% de las partículas que forman estas muestras se encuentran por debajo de 70  $\mu\text{m}$ .

## **Protocolo de actuación en industrias NORM. Centrales de producción térmica de carbón**

ROBLES, B.\* , MORA, J.C., CORBACHO, J. A., BAEZA, A., CANCIO, D.  
CIEMAT. (Departamento de Medio Ambiente). Madrid.

\* Correspondencia – C-e: [beatriz.robles@ciemat.es](mailto:beatriz.robles@ciemat.es)

**Palabras clave:** industrias NORM, térmicas de carbón, exposición ocupacional, exposición del público, radiactividad natural.

### **Introducción**

Este protocolo surge como consecuencia de la ejecución del proyecto de I+D “Estudio del impacto radiológico de las centrales térmicas de carbón sobre sus entornos”, financiado por el Consejo de Seguridad Nuclear. Su objetivo principal ha sido el de evaluar el impacto radiológico que ejercen, sobre sus respectivos trabajadores y entornos, las cuatro centrales térmicas de carbón con mayor potencia existentes actualmente en España: “As Pontes” (A Coruña), “Compostilla II” (León), “Litoral” (Almería) y “Andorra” (Teruel).

### **Objetivos**

El protocolo está destinado a servir de guía con la que llevar a cabo el estudio radiológico de cualquier unidad de producción termoeléctrica (UPT) que utilice como combustible algún tipo de carbón, para determinar si debido a su operación, se produce o no en sus trabajadores o en los miembros del público de su entorno, un incremento significativo de la exposición a las radiaciones ionizantes, tal y como requiere se determine el Título VII del Real Decreto 783/2001 sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes.

### **Resultados y discusión**

Los radionucleidos de interés en este tipo de estudios sobre industrias que procesan materiales radiactivos naturales (NORM) son el  $^{40}\text{K}$  y los pertenecientes a las series naturales de desintegración de  $^{238}\text{U}$ ,  $^{235}\text{U}$  y  $^{232}\text{Th}$ . La dosis efectiva que pueden recibir los miembros del público y los trabajadores, como consecuencia de esta actividad industrial, ha de considerarse como la suma de la contribución debida a cada radioisótopo y deben de evaluarse sobre el fondo natural de la zona.

Conceptualmente este Protocolo se estructura en dos niveles de actuación. El primero permite establecer si es razonablemente posible que, con el funcionamiento de la mencionada instalación, nueva o modificada sobre las características que poseía en un estudio anterior de este tipo, se pueda dar tal incremento significativo de exposición. En caso positivo se propone, un segundo nivel de actuación, es decir, llevar a cabo los estudios que se consideran necesarios para cuantificar dicho incremento.



## **Estudio de la instrumentación de medida de radón en condiciones ambientales extremas**

MORENO, V.<sup>1,\*</sup>, BAIXERAS, C.<sup>1</sup>, AMGAROU, K.<sup>1</sup>, FONT, LL.<sup>1</sup>, VARGAS, A.<sup>2</sup>, GROSSI, C.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Grup de Física de les Radiacions. Departament de Física. Edifici Cc. Universitat Autònoma de Barcelona. 08193, Bellaterra, España.

<sup>2</sup> Institut de Tècniques Energètiques. Universitat Politècnica de Catalunya. Avda Diagonal, 647. 08028, Barcelona, España.

\* Correspondencia – C-e: Victoria.Moreno@uab.cat

**Palabras clave:** radón, detectores activos, detectores pasivos, condiciones ambientales extremas, factores de calibración.

### **Introducción**

El reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes (Real Decreto 783/2001) junto con su modificación (Real Decreto 1439/2010) establece que las actividades laborales donde existan fuentes naturales de radiación deben realizar estudios con el fin de determinar si existe un incremento significativo de la exposición de los trabajadores o de los miembros del público a la inhalación de descendientes de torón o de radón que no pueda considerarse despreciable desde el punto de vista de la protección radiológica. Entre las actividades que deben ser sometidas a dichos estudios se incluyen establecimientos termales, cuevas, minas y lugares de trabajo subterráneos o no subterráneos en áreas identificadas. En estos lugares es frecuente encontrar unas condiciones ambientales de temperatura, humedad o concentración de aerosoles distintas de las condiciones ambientales estándar. Estas condiciones pueden influir en la respuesta de los detectores utilizados y para ello es necesario adecuar la instrumentación para las nuevas condiciones ambientales.

Dentro del marco del proyecto científico del Consejo de Seguridad Nuclear “Estudio de la instrumentación de vigilancia radiológica ambiental y de medida de radón en condiciones ambientales extremas” la Universitat Autònoma de Barcelona ha establecido un acuerdo de colaboración con la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) para llevar a cabo un estudio con el fin de identificar los filtros más adecuados para minimizar la influencia de las condiciones de medida, en particular respecto a la humedad, sobre la respuesta de los detectores de radón continuos e integradores.

### **Material y métodos**

Para este estudio se está utilizando la cámara de radón del Institut de Tècniques Energètiques de la UPC, que es de referencia en España. La cámara está equipada con un sistema de control automático de los parámetros ambientales, una fuente de <sup>226</sup>Ra y un circuito automático para obtener concentraciones controladas de radón en un rango de [100-30.000] Bq·m<sup>-3</sup>. Las concentraciones de radón se miden con el monitor ATMOS 12DPX (Gammadata), calibrado por el PTB (Physikalisch-Technische Bundesanstalt).

Los detectores utilizados en el presente estudio son de tipo continuo y de tipo integrador. Los monitores de medida en continuo son el ATMOS 12DPX (Gammadata), el Alphaguard (Genitron) y el Rad 7 (DurrIDGE). Los detectores pasivos son Makrofol, CR-39 (adquiridos y medidos en Gammadata) y LR-115, basados en la revelación de las trazas nucleares. Además, han sido utilizados los electretes E-Perm (Rad Elec inc.) basados en una cámara de ionización. Las configuraciones del volumen de la cámara y tipo de electrete utilizado son HLT y SLT.

Los filtros utilizados para evitar la entrada de la humedad en los volúmenes de detección han sido los denominados Tyveck, Treseses y Zidar. Además de su capacidad de evitar la entrada de humedad, preliminarmente se está analizando su coeficiente de difusión para evaluar la necesidad de modificar los factores de calibración.

Una vez analizada la influencia del filtro de humedad en la respuesta del detector en condiciones estándar, se llevarán a cabo diversas exposiciones en la cámara de radón en condiciones extremas de humedad, hasta llegar a la condensación. Así, los detectores se expondrán en condiciones controladas de temperatura ([10-30] °C), humedad ([40-90]%) y radón ([200-300] kBq·h·m<sup>-3</sup>).

### **Resultados y discusión**

Las primeras exposiciones se han llevado a cabo en condiciones estándar (20 °C de temperatura y 40% de humedad). Los resultados preliminares muestran diferencias significativas en los coeficientes de difusión en algunos de los detectores integradores. En principio el filtro de Tyveck no requeriría factores de corrección, sin embargo, los otros dos filtros en estudio podrían necesitar de correcciones en caso de que el periodo de medida fuese corto. En el caso de los monitores de medida en continuo, tanto el Alphaguard como el ATMOS 12DPX muestran una correcta respuesta. Sin embargo, el monitor Rad7 presenta ciertas discrepancias en los resultados que están siendo analizadas.

### **Conclusiones**

Las primeras exposiciones realizadas en la cámara de radón han mostrado los distintos comportamientos de los filtros de humedad para los detectores integradores que podría dar lugar a modificaciones en los factores de calibración. También, cabe destacar la diferencia significativa en la respuesta del monitor en continuo Rad7 expuesto en condiciones estándar en relación al valor de referencia. Las próximas exposiciones se efectuarán con valores de temperatura y humedad extremos para poder disponer del filtro de humedad óptimo en las medidas de lugares de trabajo donde las condiciones ambientales son extremas.

## **Evolución de temporal de radón en varias dependencias de un edificio público en Cáceres**

MIRÓ, C. \*, PACHECO, C.

Departamento de física aplicada. Universidad de Cáceres.

\* Correspondencia – C-e: cmiro@unex.es

**Palabras clave:** evolución temporal, radón, lugar de trabajo.

### **Introducción**

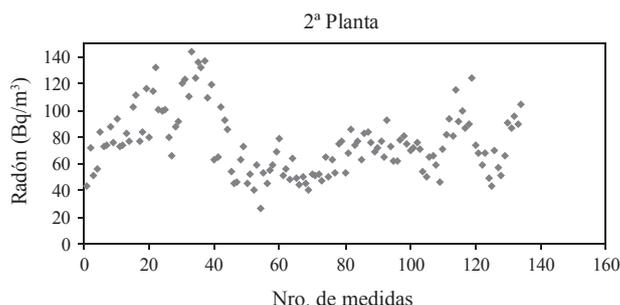
Se ha efectuado un estudio de la evolución temporal de Rn-222 en un edificio utilizado como lugar de trabajo. El edificio fue construido en el siglo XIX y restaurado en la segunda mitad del siglo XX. Las medidas se realizaron de forma simultánea en tres dependencias situadas en un semisótano, en la primera y en la segunda planta, respectivamente. Así mismo se hace una descripción de las características arquitectónicas del edificio, materiales de construcción utilizados y colocación de los mismos.

### **Material y métodos**

Se han utilizado 3 monitores de medida de radón en continuo, cuyos rangos de medida están situados entre 0 -10 MBq/m<sup>3</sup>. Estos monitores están compuesto de una bomba interna que aspira el aire externo con un flujo de 0.30 L/min. Las medidas eran almacenadas en ciclos de dos horas obteniendo un límite de detección de 5 Bq/m<sup>3</sup>. El muestreo se efectuó durante 13 días de forma continua, registrándose también la medida de la temperatura, presión y humedad relativa.

### **Resultados y discusión**

Como ejemplo, se muestra la evolución temporal del Rn-222 en el aire de una habitación situada en la segunda planta del edificio.



### **Conclusiones**

Los valores máximos encontrados fueron 327, 249 y 144 Bq/m<sup>3</sup> para el semisótano, primera y segunda planta, respectivamente. Sin embargo, la estructura temporal no obedecía a una distribución aleatoria en el tiempo sino a valores estabilizados durante unos intervalos temporales que son alterados por importantes aumentos de la concentración de forma simultánea en los tres pisos analizados.

Agradecimientos a la ayuda económica de la AECID (proyecto D/031258/10) y de la Junta de Extremadura (proyecto PRI09A092 y ayuda a grupo de investigación- FEDER, GRU10021).



## Estimación de la dosis efectiva anual correspondiente a radionucleidos naturales y de origen antropogénico en la Bahía de Cádiz

RODRIGO, J.F.\* , MARTINEZ-RAMOS, C., BARBERO, L., CASAS-RUIZ, M.

Grupo de Investigación Radiactividad y Medio Ambiente. Universidad de Cádiz.

\* Correspondencia – C-e: juanfrancisco.rodrigo@uca.es

**Palabras clave:** dosis, espectrometría nuclear.

### Introducción

El conocimiento de los niveles de radiactividad en los suelos posee un interés doble; por una parte, permite establecer los valores de referencia (*base line*) de una región o área geográfica, y por otra, evaluar las dosis por radiación externa recibida por la población y la biota, mediante un modelo dosimétrico adecuado. La radiactividad natural, especialmente los radionucleidos pertenecientes a las series naturales ( $^{238}\text{U}$ ,  $^{232}\text{Th}$ ,  $^{235}\text{U}$ ) y el  $^{40}\text{K}$ , es la principal fuente de exposición (más del 90 %) a radiaciones ionizantes por la población (UNSCEAR, 1993; 2000).

El objetivo de este trabajo es determinar los niveles de radionucleidos emisores gamma en sedimentos marinos de la Bahía de Cádiz, así como las tasas de dosis por radiación externa recibidas en las zonas estudiadas.

### Material y métodos

Se han analizado muestras de sedimento de 29 estaciones de muestreo distribuidas en la zona. Los sedimentos recogidos fueron secados a  $75^{\circ}\text{C}$ . Una vez secos fueron molidos y tamizados a un tamaño de grano inferior a 0.5 mm, para asegurar la homogeneidad de dichas muestras, las cuales permanecen cerradas en contenedores cilíndricos de 46 mm de diámetro interior y 55 mm de altura. Los envases se mantuvieron cerrados y sellados durante un mes antes de someterse a espectrometría gamma, con el fin de garantizar el equilibrio secular entre  $^{226}\text{Ra}$  y  $^{222}\text{Rn}$ , y evitar el escape de este último. Las medidas de radiactividad gamma se realizaron en un detector coaxial de germanio hiperpuro (HPGe).

### Resultados y discusión

Los valores de concentración de actividad de  $^{226}\text{Ra}$ ,  $^{232}\text{Th}$ ,  $^{40}\text{K}$  y  $^{137}\text{Cs}$  en las muestras son  $15.0 \pm 4.2$  Bq/kg (8.1 – 19.0),  $17.4 \pm 3.9$  Bq/kg (12.1 – 23.0),  $517.6 \pm 56.5$  Bq/kg (354.0 – 686.0) y  $4.4 \pm 0.7$  Bq/kg (1.7 – 7.1) respectivamente (entre paréntesis figura el rango de variación).

La exposición por radiación gamma externa a 1 m sobre estos sedimentos, asumiendo equilibrio secular entre los descendientes de cada serie y concentraciones de actividad uniformes a lo largo del perfil del sedimento, se evalúa a través de la tasa de dosis absorbida. Así, la tasa de dosis por radiación gamma externa absorbida debido a los radionucleidos naturales y artificiales resultó ser de  $690.20 \pm 72.98$  nGy/h (475.92 - 914.32).

Asimismo, el efecto biológico global a cuerpo completo lo proporcionaría la Dosis Efectiva anual, que ha sido estimada en  $0.04801 \pm 0.00674$  mSv/a (0.03467 – 0.06218).

### Conclusiones

Los resultados muestran bajos niveles de radiactividad de los radionucleidos estudiados en los sedimentos marinos de la Bahía interna de Cádiz (España), descartando cualquier riesgo radiológico significativo relacionado con las actividades humanas de la zona. Por otra parte, el conjunto de datos obtenidos podrían ser utilizados como niveles de referencia para futuras investigaciones.



# Área 02

## Metrología y dosimetría física. Desarrollos científicos y aplicaciones prácticas

Calibración y patrones. Intercomparaciones

Caracterización de fuentes y haces de radiación

Caracterización de la contaminación

Dosimetría biológica

Control estadístico

Detección y medida de la radiación

Controles de calidad del equipamiento

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





# Área 2

Medida de la estabilidad de la velocidad de las láminas de un colimador multiláminas mediante un array 2D .....	65
Fernández Bedoya, V., García Vicente, F., Gómez Barrado, A., Bermúdez Luna, R., Rodríguez Martín, G., Pérez González, L., Torres Escobar, J.J.	
Análisis de sensibilidad de un array cilíndrico para verificación de tratamientos de IMRT. Implicaciones en cuanto a histogramas dosis volúmen. ....	66
García-Vicente, F., Fernández Bedoya, V., Pérez González, L., Bermúdez Luna, R., Rodríguez Martín, G., Gómez Barrado, A., Torres Escobar, J.J.	
Uso de series temporales para el control estadístico del índice de calidad espectral de haces de electrones para uso clínico .....	67
Martínez-Luna, R.J., De la Vega, J.M., Vilches, M., Guirado, D., Zamora, L.I., Lallena, A.M.	
Análisis automático de películas de verificación posicional intrínseca en braquiterapia mediante MATLAB .....	69
Quirós Higuera, J.D., De Marco Blancas, N., Ruiz Rodríguez, J.C.	
Calibración de películas radiocrómicas EBT2 mediante campos con cuñas virtuales .....	70
Pérez, M.A., Macías, J., Merchán, M.A., Campo, J.L., Moreno, J.C., Terrón, J.A., Miras, H., Ortiz, M., Arrans, R., Ortiz, A., Fernández, D.	
Evaluación del factor de campo de un colimador circular cónico de 4.0 mm para radiocirugía funcional .....	71
Zucca Aparicio, D., García Ruiz-Zorrilla, J., Fernández Letón, P., Pérez Moreno, J.M., Miñambres Moro, A.	
Caracterización dosimétrica de un conjunto de colimadores circulares cónicos para radiocirugía funcional .....	72
Zucca Aparicio, D., Pérez Moreno, J.M., Fernández Letón, P., García Ruiz-Zorrilla, J., Miñambres Moro, A.	
Verificación experimental de un nuevo espectrometro de neutrones para dosimetría ambiental y de área. ....	73
Gómez-Ros, J.M., Romero, A., Bedogni, R., Esposito, A., Moraleda, M., Lagares, J.I., Sansaloni, F., Arce, P., Llop, J.	
Caracterización de la detectabilidad de una minigammacamara intraoperatoria. ....	74
Sánchez Jiménez, J., Núñez Martínez, L.M.R., Morillas Ruiz, J., Pizarro Trigo, F., Crespo Mesa, S., Ros Lorda, M.A.	
Laboratorio secundario de calibración para dosimetría en niveles de terapia en la Universidad de Santiago .....	75
Gómez Rodríguez, F., González Castaño, D.M., Pazos Álvarez, A.	
Método de calibración de mandíbulas para conseguir una distribución homogénea de dosis en la zona de unión de hemicampos. ....	76
Cenizo de Castro, E., García Pareja, S., Moreno Sáiz, C., Hernández Rodríguez, R., Bodineau Gil, C., Martín-Viera Cueto, J.A.	
Verificación de la estabilidad del conjunto cámara pozo-electrómetro por comparación con medidas con cámara cilíndrica .....	77
Rincón Pérez, M., García Castejón, M.A., Gómez-Tejedor Alonso, S., Penedo Cobos, J.M.	
Validación de una técnica de gating para el tratamiento con radioterapia externa de lesiones afectadas por el movimiento respiratorio .....	78
Martínez Ortega, J., Castro Tejero, P.	
Atenuación de elementos externos al cálculo en el sistema frameless de radiocirugía de varian (ZMED) .....	79
Martínez Ortega, J., Ordóñez Márquez, J., Molina López, Y.	

Utilización de diodos de semiconductor para la dosimetría de la unidad Tomotherapy Hi-Art . . . . .	80
Hernández Rodríguez, J., García Repiso, S., Martín Rincón, C., Ramos Pacho, J.A., Verde Velasco, J.M., Montes Fuentes, C., De Sena Espinel, E., Gómez Llorente, P.L., Fernández Bordes, M.	
Estudio de la respuesta temporal del monitor Inovision 451 P . . . . .	81
Verde Velasco, J.M., Ramos Pacho, J.A., Gómez Llorente, P.L., Hernández Rodríguez, J., García Repiso, S., Martín Rincón, C., Montes Fuentes, C., De Sena Espinel, E., Martín Núñez, J., Gómez Llorente, P., Fernández Bordes, M.	
Determinación del estado de referencia inicial de la unidad tomotherapy hi-art con equipamiento ionométrico de PTW . . . . .	82
García Repiso, S., Hernández Rodríguez, J., Martín Rincón, C., Verde Velasco, J.M., Ramos Pacho, J.A., Montes Fuentes, C., De Sena Espinel, E., Gómez Llorente, P.L., Fernández Bordes, M.	
Implementación de la norma ISO 28218 en el sistema de calidad del laboratorio del contador de radiactividad corporal del CIEMAT . . . . .	83
Navarro Amaro, J.F., Pérez López, B., López Ponte, M.A., Pérez Jiménez, C.	
Caracterización de dosímetros termoluminiscentes ultra-finos LiF:Mg,Cu,P (MCP-Ns) para su uso en radioterapia y aplicación práctica. . . . .	84
Bueno, M., Duch, M.A., Carrasco, P., Jornet, N., Ginjaume, M., Ribas, M.	
Verificación de distribuciones de dosis de campos de intensidad modulada con un dispositivo de imagen portal. . . . .	85
Pérez Moreno, J.M., Fernández Letón, P., Zucca Aparicio, D., García Ruiz-Zorrilla, J., Miñambres Moro, A.	
Determinación de tolerancias en el posicionamiento de la mesa de tratamiento a partir de un sistema de imagen guiada . . . . .	86
Pérez Moreno, J.M., Zucca Aparicio, D., Fernández Letón, P., García Ruiz-Zorrilla, J., Miñambres Moro, A.	
Caracterización dosimétrica de un colimador micromultiláminas . . . . .	87
Ferrer Gracia, C., Bertolin Ricart, E., Yanguas Garrido, E., Font Gómez, J.A.	
Aplicación de cálculo de blindajes de aceleradores lineales de alta energía basada en el protocolo NCRP-151 . . . . .	88
Torres Pozas, S., De La Monja Rey, P., Sánchez Carrascal, M., Yáñez López, D., Macías Verde, D., Martín Oliva, R.	
Caracterización y comisionado del linear array LA48 para medir el posicionamiento del colimador multiláminas . . . . .	89
Conles Picos, I., Cenizo de Castro, E., Aparicio Martín, A.R., Barrio Lazo, F., Cesteros Morante, M.J.	
Medidas recomendadas para la verificación de la colocación de un detector DAVID en el cabezal del acelerador . . . . .	90
Vázquez Galiñanes, A., Sanz Freire, C.J., Díaz Pascual, V., Collado Chamorro, P., Gómez Amez, J., Tomey Montesinos, A., Ossola Lentati, G.A.	
Implementación de un programa de Control de Calidad de MLC dinámico mediante imagen portal . . . . .	91
Sanz Freire, C.J., Vázquez Galiñanes, A., Collado Chamorro, P.M., Díaz Pascual, V., Gómez Amez, J., Sánchez Martínez, S., Ossola Lentati, G.A.	
Cambios del modelo EBT2 de películas radiocrómicas respecto a su predecesora EBT . . . . .	92
Carrasco Herrera, M.A., Perucha Ortega, M., Baeza Trujillo, M., Luis Simón, F.J., Herrador Córdoba, M.	
Importancia de la matriz salina en la fabricación de la curva de eficiencia para la determinación del índice de actividad alfa total en muestras de agua . . . . .	93
Baeza, A., Corbacho, J.A.	
Estado actual del Parque de Radiología General de la región de Murcia. 18 años de controles de calidad . . . . .	94
Vera Sánchez, J.A., Buades Forner, M.J., Tobarra González, B.M.	
Caracterización de MOSFETS comerciales para dosimetría con electrones . . . . .	95
Carvajal, M.A., Simancas, F., Guirado, D., Banqueri, J., Vilches, M., Lallena, A.M., Palma, A.J.	

<p>           Criterios generales sobre validación de métodos de dosimetría en el marco de un sistema de calidad ISO/IEC 17025 . . . . .         </p> <p>           Martín García, R., Navarro Bravo, T.         </p>	96
<p>           Implementación de un método para el cálculo de factores de salida en aire para campos irregulares . . . . .         </p> <p>           Suero Rodrigo, M.A., Marqués Fraguera, E.         </p>	97
<p>           Método para la determinación del ángulo de cuña a partir de las medidas diarias realizadas con el dispositivo de medida QC6. . . . .         </p> <p>           Marqués Fraguera, E., Suero Rodrigo, M.A.         </p>	98
<p>           Medida de los factores de bloque de electrones para cicatrices de mama. . . . .         </p> <p>           Marqués Fraguera, E., Suero Rodrigo M.A.         </p>	99
<p>           Parámetro alternativo al rendimiento en profundidad para la verificación diaria de la constancia de la energía . . . . .         </p> <p>           Marqués Fraguera, E., Suero Rodrigo M.A.         </p>	100
<p>           3CML: una aplicación informática para el control de calidad de colimadores multiláminas. . . . .         </p> <p>           Miras, H., Pérez, M.A., Macías, J., Moreno, J.C., Campo, J.L., Ortiz, M., Arrans, R., Ortiz, A., Terrón, J.A., Fernández, D.         </p>	101
<p>           Implementación del protocolo español de control de calidad de aceleradores al control diario de haces de electrones . . . . .         </p> <p>           Adaimi Hernández, P., Ramírez Ros, J.C., De la Casa de Julián, M.A., Clemente Gutiérrez, F., Cabello Murillo, E., Díaz Fuentes, R., Ferrando Sánchez, A.         </p>	102
<p>           Control de calidad de CML usando EPID: técnica de aproximación cúbica. . . . .         </p> <p>           Pino León, C., Puértolas Hernández, J.R., Lozano Flores, F.J., Larretxea Etxarri, R.         </p>	103
<p>           Establecimiento del estado de referencia inicial de un acelerador lineal Varian True Beam . . . . .         </p> <p>           Saldaña Gutiérrez, P., Llácer Martos, S., Navarro Jiménez, D., Puxeu Vaqué, J., Lizuain Arroyo, M.C.         </p>	104
<p>           Control de calidad del tiempo de reacción de las láminas de un equipo de tomoterapia . . . . .         </p> <p>           Sevillano Martínez, D., Mínguez Aguilar, C., García Baltar, J.A., Delgado Rodríguez, J.M.         </p>	105
<p>           Comparación de la sensibilidad en cuatro arrays de detectores mediante el índice gamma. . . . .         </p> <p>           Pereira, L., Del Moral, F., Meilán, E., Teijeiro, A., Vázquez, J., Andrade, B., López, A., Medal, D., Salvador, F., Salgado, M.         </p>	107
<p>           Estudio de viabilidad técnica y económica del uso de un sistema de dosimetría portal para el control de calidad de aceleradores lineales . . . . .         </p> <p>           Fa, X., Piro, N., Sánchez, N., Toribio, I., Hermida, M., Seoane, A., Saez, J., Beltrán, M.         </p>	108
<p>           Beam-Matching de dos aceleradores Primus Hi . . . . .         </p> <p>           Mancha P. J., Almendral P., Carbajo J.C., Roberto D., Castillo M., Antúnez R.         </p>	109
<p>           Determinación de la dependencia angular del detector matricial MatrixX-evolution de IBA . . . . .         </p> <p>           Mateos, J.C., Luis, F.J., Sánchez, G., Herrador, M.         </p>	110
<p>           Comisionado del acelerador Elekta Sinergy para tratamientos de VMAT . . . . .         </p> <p>           Mateos, J.C., Luis, F.J., Carrasco, M., Sánchez, G., Herrador, M.         </p>	111
<p>           Aplicación de técnicas de deconvolución en espectros de rayos X . . . . .         </p> <p>           Burgos García, D., Sancho Llerandi, C., Sáez Vergara, J.C., Correa Garcés, E., Lanzas Sánchez, M.R., Herbella Blázquez, M.         </p>	112
<p>           Validación de la técnica de espectrometría Alfa por el laboratorio de bioeliminación para la medida de actividad en excretas. . . . .         </p> <p>           Hernández González, C., Sierra Bercedo, I., Benito Alonso, P., López Zarza, C.         </p>	113
<p>           Respuesta dosimétrica de un conjunto de dosímetros de anillo y de muñeca a haces de radiación de referencia y haces mixtos. . . . .         </p> <p>           Ginjaume, M., Carnicer, A., Ortega, X., Tormo, M.L., Amor, I., Rodríguez, M.         </p>	114
<p>           Evaluación del aseguramiento de la calidad de los resultados de calibración en base a la repetición de las calibraciones . . . . .         </p> <p>           Mestre de Juan, V., Alabau Albors, J., Gómez Llobat, A.         </p>	115

Establecimiento del estado de referencia inicial de un equipo de braquiterapia de alta tasa de dosis . . . . .	116
Clemente Gutiérrez, F., Díaz Fuentes, R., Cabello Murillo, E., De la Casa de Julián, M.A., Ferrando Sánchez, A., Adaimi Hernández, P.	
Control de calidad en la geometría del haz de una unidad de arcoterapia volumétrica modulada . . . . .	117
Clemente Gutiérrez, F., Ramírez Ros, J.C., Cabello Murillo, E., De la Casa de Julián, M.A.	
Medidas de dosis absorbida absoluta con un array de cámaras de ionización como parte de un procedimiento rutinario de control de calidad para la técnica VMAT . . . . .	118
Clemente Gutiérrez, F., Cabello Murillo, E., Ramírez Ros, J.C., De la Casa de Julián, M.A.	
Controles de calidad periódicos de un acelerador lineal utilizando el sistema electrónico de imágenes portales . . . . .	119
Planes Meseguer, D., Dorado Rodríguez, M.P., Esposito, R.D.	
Evaluación de la caracterización dosimétrica del sistema CYBERKNIFE VSI con diferentes detectores . . . . .	120
Floriano Pardo, F.A., Santa-Olalla Carcedo, I.	
Verificación de la modalidad de tratamiento virtual WEDGE® de SIEMENS . . . . .	121
Suero Rodrigo, M.A., Marqués Fraguera, E.	
Revisión y análisis de diferentes tipos de detectores para medidas en radioterapia . . . . .	122
Alonso Iracheta, L., Gómez Martín, C., Maravilla Limorte, M., Béjar Navarro, M.J., Capuz Suárez, B., Colmenares Fernández, R., Moris Pablos, R., Rot Sanjuan, M.J.	
Estudio comparativo de los fotoneutrones originados en aceleradores lineales de distinta energía, fabricante y modelo . . . . .	124
Expósito, M.R., Terrón, J.A., Domingo, C., Amgarou, K., García-Fusté, M.J., González-Soto, J., Lagares, J.I., Gómez, F., Sánchez-Doblado, F.	
Dosimetría relativa de un haz de fotones de 6 MV con una cámara de ionización líquida . . . . .	125
Benítez Villegas, E.M., Casado Villalón, F.J., Martín-Viera, Cueto, J.A., Caudepón Moreno, F., García Pareja, S., Galán Montenegro, P.	
Caracterización de un panel plano de silicio amorfo para control de la exactitud en el posicionamiento de láminas . . . . .	126
Martínez, J., González, V., Gimeno, J., De los Dolores, V., Pastor, V., Crispin, V., Guardino, C.	
Estudio de la anisotropía de una fuente de Am-Be de 111GBq . . . . .	127
Méndez Villafañe, R., Gallego Díaz, E., Lorente Fillol, A., Ibáñez Fernández, S., Guerrero Araque, J.E.	
Estudio de la respuesta neutrónica de un detector SP9 de Helio-3 con fuente de Am-Be . . . . .	128
Guerrero Araque, J.E., Méndez Villafañe, R., Gallego Díaz, E., Lorente Fillol, A.	
Puesta en marcha de un servicio de dosimetría de alanina . . . . .	129
Gago Arias, A., Nuñez Pelaez, N., Peteiro Vilaseco, E., Gómez Rodríguez, F., González Castaño, D.M.	
Determinación del cociente isotópico $^{240}\text{Pu}/^{239}\text{Pu}$ en partículas calientes . . . . .	130
Jiménez-Ramos, M.C., Chamizo, E., García-Tenorio, R., García-Leon, M.	
Reevaluación de plutonio en planchetas de espectrometría alfa mediante ARIDUS-DF-ICP-MS y AMS compacto de 1 MV . . . . .	131
Hernández Mendoza, H., Chamizo Calvo, E., Yllera de Llano, A.	
Caracterización y empleo de “conos de sombra” en un laboratorio para calibración neutrónica . . . . .	132
Gallego Díaz, E., Del Valle Díez, A., Lorente Fillol, A., Vega Carrillo, H-R., Méndez Villafañe, R., Ibáñez Fernández, S.	
Estudio sobre la viabilidad de tratamientos de intensidad modulada con control respiratorio . . . . .	133
Zucca Aparicio, D., Pérez Moreno, J.M., Fernández Letón, P., García Ruiz-Zorrilla, J., Miñambres Moro A.	
Evolución temporal de la sensibilidad determinada durante la prueba de uniformidad extrínseca en dos gammacámaras . . . . .	134
Vázquez Vázquez, R., Sánchez García, M., Santamarina Vázquez, F., Soto Búa, M., Luna Vega, V., Mosquera Sueiro, J., Otero Martínez, C., Lobato Busto, R., Pombar Cameán, M.	

Caracterización de una matriz 2D de alta resolución para medida de campos pequeños . . . . .	135
Brualla-González, L., Gonzalez-Castaño, D., Vicedo, A., Pardo-Montero, J., Trinitat García, M., Gago-Arias, A., Granero, D., Gómez, F., Roselló, J.	
Implementación de un procedimiento para verificaciones dosimétricas de trenes de fuentes de I-125 IsoSeed I25.S06 con una cámara de ionización tipo pozo . . . . .	136
Martín-Viera Cueto, J.A., Bodineau Gil, C., Caudepón Moreno, F., García Pareja, S., Casado Villalón, F.J., Moreno Sáiz, C.	
Validación del conjunto Octavius 2D array mediante películas radiocrómicas . . . . .	137
Iriondo Igerabide, U., Forner Forner, A., Otal Palacín, A., Martín Albina, M.L., Lozares Cordero, S., Mañeru Cámara, F., Pellejero Pellejero, S., Miquelez Alonso, S., Soto Prados, P.M., Rubio Arróniz, A.	
Control de calidad de la técnica de Arcoterapia de Intensidad Modulada (VMAT) con dosimetría portal electrónica . . . . .	138
Serna Berná, A., Mata Colodro, F.	
Calibración y control de calidad de un colimador multiláminas mediante array lineal de detectores . .	139
Suero Rodrigo, M.A., Marqués Fraguera, E.	
Control de calidad de la cuña virtual en un acelerador lineal de electrones mediante un sistema de radiografía computerizada (CR) . . . . .	140
Ordiales, J.M., Alvarez, F.J., Falero, B.	
Cálculos De factor cuña efectiva para cuña dinámica mejorada de un Clinac 2100CD de Varian. . . . .	141
Pizarro Trigo, F., Morillas Ruiz, J., Núñez Martínez, L., Sánchez Jiménez, J.	
Medida y análisis del efecto de una superficie irregular (ESCALÓN) en un haz de electrones para control de calidad de planificadores . . . . .	142
Angulo Paín, E., Ureña Llinares, A., Ramos Caballero, L.J., Quiñones Rodríguez, L.A., Castro Ramírez, I., Iborra Oquendo, M.	
Modelización de mesa de acelerador lineal para aplicación en los diseños de tratamientos radioterápicos 3D y VMAT . . . . .	143
Velázquez Miranda, S., Jiménez Domínguez, M., Mateos Pérez, J.C., Herrador Córdoba, M.	
SICOD: sistema de modificación de la relación anatomofisiológica de órganos y tumores torácico-abdominales en radioterapia . . . . .	144
Velázquez Miranda, S., Gómez-Millan Barrachina, J., Ortiz Seidel, M., Bayo Lozano, E.	
Resultados del control diario del posicionamiento del colimador multiláminas 160 MLC de Siemens mediante un array de cámaras . . . . .	145
López Fernández, A., Rodríguez Rodríguez, C., Martín Martín, G., Sáez Beltrán, M.	
Evaluación de los factores de puesta en escala para el maniquí plástico RW3 de PTW en haces de electrones . . . . .	146
Moral Sánchez, S.C., Bragado Álvarez, L., Erzilbengoa, M., Guisasaola Berasategui, M.A.	
Incertidumbres en la medida de factores de corrección a la dosis por polarización y recombinación a diferentes energías . . . . .	147
Alejo Luque, L., Rodríguez Romero, R., Castro Tejero, P., Fandiño Lareo, J.M.	
Estudio de las técnicas de reconstrucción del espectro primario de rayos X mediante el código de Monte Carlo MCNP5 . . . . .	148
Querol, A., Gallardo, S., Ródenas, J., Verdú, G.	
Uso de una matriz bidimensional de cámaras para el control de calidad diario de un ALE siguiendo diferentes protocolos . . . . .	149
Ramos Caballero, L.J., Angulo Paín, E., Ureña Llinares, A., Iborra Oquendo, M., Quiñones Rodríguez, L., Castro Ramírez, I.	
Control de calidad de la dosimetría de tumores de próstata realizados mediante dosimetría en tiempo real con el sistema de cámara de transmisión COMPASS . . . . .	150
Delgado, J.M., Sánchez Cayuela, C., Casal, M.D., Perez, C., Brosed, M.L., Sánchez, A.	
Características de un detector de transmisión para dosimetría en tiempo real en tratamientos de IMRT . . . . .	151
Delgado, J.M., Sánchez Cayuela, C., Brosed, M.L., Perez, C., Casal, M.D., Sánchez, A.	

Verificación automática del posicionamiento de MLC y mordazas en un acelerador ONCOR . . . . .	152
Dominguez Folgueras, A., Pinza Molina, C., Ramirez, T., Fernández Cerezo, S., Morillas Pérez, D., García Gómez, S.	
Comparación de Tissue-Maximum Ratio y Output Factors con el ESTRO booklet 6 para un acelerador Siemens Primus Mevatron. . . . .	153
Lupiani Castellanos, J., Quiñones Rodríguez, L.A. , Richarte Reina, J.M., Ramos Caballero, L.J., Angulo Paín, E., Castro Ramírez, I.J., Iborra Oquendo, M.A., Ureña Llinares, A.	
Calibración en agua de las películas radiocrómicas Gafchromic® EBT-2. Efectos de Secado . . . . .	154
Herrero, C., Pérez-Alija, J., Alamán, C., Almansa, J., Vilches, M.	
Sensibilidad del control de calidad de un colimador multilámina dinámico utilizando un sistema electrónico de imagen portal. . . . .	155
Latorre Musoll, A., Jornet Sala, N., Carrasco de Fez, P., Eudaldo Puell, T., Rodríguez Latorre, D., Martínez Jurado, T., Vilar Palop, J., Ruiz Martínez, A., Ribas Morales, M.	
Propuesta de protocolo de control de calidad de un densitometro óseo de energía dual a partir del protocolo español de control de calidad de radiodiagnostico . . . . .	157
Sáez, F., Benito, M.A., Collado, P., Sáez, M.	
Procedimiento optimizado para la calibración y verificación del colimador multiláminas de un acelerador Synergy de ELEKTA . . . . .	158
Castel Millán, A., Prellezo Mazón, A., Fernández Ibiza, J., Arnalte Olloquequi, M., Armengol Martínez, S., Rodriguez Rey, A., Guedea Edo, F.	
Estudio comparativo con 5 detectores de radiación de los perfiles en campos pequeños. . . . .	159
Tortosa Oliver, R.A., Del Castillo Belmonte, A., Benito Bejarano, M.A., Alonso Hernández, D., Sáez Beltrán, F.	
Calibración de semillas de <sup>125</sup> I usando el equipo de carga diferida SeedSelectron. Solución práctica para cumplir las recomendaciones de la AAPM. . . . .	160
Perez-Calatayud, J., Richart, J., Perez-García, J., Guirado, D., Ballester, F., Rodríguez, S., Santos, M., Depiaggio, M., Carmona, V., Lliso, F., Camacho, C., Pujades, M.C.	
Medida diaria de la constancia en rotación en la valoración de los parámetros geométricos y dosimétricos de la tomoterapia . . . . .	161
Erzilbengoa, M., Moral, S., Bragado, L., Guisasola, M.A.	
Medida de atenuación de la mesa en un Siemens ONCOR. Implicaciones en dosimetría clínica . . . . .	162
Ureña Llinares, A., Richarte Reina, J.M., Angulo Pain, E., Ramos Caballero, L.J., Iborra Oquendo, M.A.	
Utilización del report de la AAPM Task Group 119 como validación de la implantación de la IMRT . . . . .	163
Rodríguez Latorre, D., Carrasco de Fez, P., Jornet Sala, N., Latorre Musoll, A., Gomà Estadella, C., Vilar Palop, J., Eudaldo Puell, T., Ruiz Martínez, A., Ribas Morales, M.	
Análisis de la última versión de películas radiocrómicas EBT2 para su uso en dosimetría . . . . .	164
Lliso F., Pujades M.C., Camacho C., Carmona V., Richart J., Perez-Calatayud J., Ballester F.	
Medida y analisis de heterogeneidades para control de calidad de planificadores . . . . .	165
Angulo Paín, E., Ramos Caballero, L.J., Lupiani Castellanos, J., Ureña Llinares, A., Serrano Navarro, C., Lardies Fleta, D., Millán Armengol, A., Iborra Oquendo, M.A.	
Programa de análisis y presentación de resultados de los perfiles y porcentajes de dosis en profundidad adquiridos con el software MEPHYSTO MC2 de PTW . . . . .	166
Tato de las Cuevas, F.	
Estudio de la variabilidad de las cuñas virtuales en un A.L.E. Primus, medidas semanalmente, durante dos años . . . . .	167
Sánchez Segovia, J., Ruiz Vázquez, M., Carrera Magariño, F.	



## Medida de la estabilidad de la velocidad de las láminas de un colimador multiláminas mediante un array 2D

FERNÁNDEZ BEDOYA, V.\*, GARCÍA VICENTE, F., GÓMEZ BARRADO, A., BERMÚDEZ LUNA, R., RODRÍGUEZ MARTÍN, G., PÉREZ GONZÁLEZ, L., TORRES ESCOBAR, J.J.

Unidad de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de La Princesa.

\* Correspondencia – C-e: vfbedoya@hotmail.com

**Palabras clave:** Colimador multiláminas, control de calidad, array 2D, estabilidad de la velocidad.

### Introducción

La modalidad dinámica (sliding window) en radioterapia por intensidad modulada (IMRT) supone que la posición de cada par de láminas cambia de forma independiente y a diferente velocidad para cada campo, mientras el acelerador está irradiando, por lo que exige un paso más allá en el control del multiláminas al ser necesario no sólo controlar la exactitud en la posición de las láminas, sino realizar también una verificación de la velocidad y su estabilidad. La exactitud con que se dé el tratamiento dinámico depende de la exactitud con que se controle la velocidad de cada lámina.

Se ha desarrollado un test basado en el uso de un array 2D para el control de la velocidad máxima de las láminas como parte del programa de control de calidad del acelerador para asegurar la calidad de los tratamientos IMRT que se realizan en nuestro centro. En la bibliografía se describen pruebas para controlar este parámetro basadas en el empleo de película, pero para test rutinarios es deseable un sistema más simple y rápido que permita determinar al momento el estado mecánico de las láminas. Con este sistema es posible comprobar el conjunto de las 20 láminas centrales a la vez y hacer un análisis visual de los resultados por medio de un programa de adquisición y análisis.

### Material y métodos

Se dispone de un acelerador Varian Clinac 2100 CD (Varian Oncology Systems, Palo Alto, California), equipado con un colimador multilámina Millenium 80 de 40 pares de láminas con 1 cm de espesor en el isocentro.

Las medidas se realizan con el array 2D modelo Seven29 de PTW (PTW Freiburg, Alemania). Este array consta de 729 cámaras de ionización de dimensiones 5 mm x 5 mm x 5 mm, con una distancia de 1 cm de separación entre los centros de las cámaras. El tamaño de campo máximo posible es de 27 cm x 27 cm. Las condiciones de medida son distancia foco superficie igual a 100 cm y se desplaza el array 5 cm en dirección craneocaudal de forma que cada par de láminas coincide con una fila de detectores del array. El programa de análisis utilizado es el Multicheck (PTW Freiburg, Alemania) que permite comparar un mapa de dosis medido y establecido como referencia con otro medido.

Se generó un fichero con el software Shaper en el que las láminas realizan un recorrido, con una distancia entre láminas enfrentadas de 1 cm, a la velocidad máxima (2,5 cm/s de acuerdo con datos del fabricante), de modo que debe obtenerse una distribución plana. Se estudian las 20 láminas centrales del campo que son las que afectan a los tratamientos de IMRT y es para ellos para los que interesa verificar la estabilidad de la velocidad de las láminas.

Se obtuvo una medida de referencia y se hicieron pruebas para detectar cual es la mínima diferencia en velocidad capaz de detectar por el sistema. Para ello se modificó el archivo con la información sobre el posicionamiento de las láminas, de forma que un par de láminas fueran a una velocidad menor.

### Resultados y discusión

Se obtuvo una medida de referencia para la velocidad máxima de las láminas 2,5 cm/s con la que se comparan las medidas periódicas y se hicieron pruebas disminuyendo la velocidad de un par de láminas a 2,4 cm/s, 2,3 cm/s y 2,2 cm/s. En todos los casos este error en la velocidad fue detectable por el programa de análisis al observarse en la comparación con la referencia que la línea de detectores correspondiente a ese par de láminas registraba una dosis mayor.

### Conclusiones

El array 2D se puede utilizar como sistema de verificación de la estabilidad en la velocidad de las láminas de un colimador multiláminas en los controles rutinarios al permitir detectar variaciones en la velocidad de una lámina de 0,1 cm/s.

## **Análisis de sensibilidad de un array cilíndrico para verificación de tratamientos de IMRT. Implicaciones en cuanto a histogramas dosis volúmen**

---

GARCÍA-VICENTE, F.\* , FERNÁNDEZ BEDOYA, V., PÉREZ GONZÁLEZ, L., BERMÚDEZ LUNA, R., RODRÍGUEZ MARTÍN, G., GÓMEZ BARRADO, A., TORRES ESCOBAR, J.J.

Unidad de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Servicio de Urología. Hospital Universitario de La Princesa.

\* Correspondencia – C-e: fgarcia.hlpr@salud.madrid.org

**Palabras clave:** radioterapia, IMRT, array cilíndrico, Histogramas dosis volumen.

### **Introducción**

Establecer el umbral de detección de errores de un array cilíndrico de detectores para su empleo en el control de calidad pretratamiento de tratamientos de IMRT. Estudiar las implicaciones que la aplicación de los tratamientos con errores pueden suponer en los histogramas dosis volumen (HDV) de dichos tratamientos.

### **Material y métodos**

Se ha estudiado el equipo Arccheck (Sun Nuclear Co, Florida) para los dos tipos de tratamiento IMRT más extendidos, próstata y cabeza y cuello. Se han generado para tres pacientes de próstata y tres de cabeza y cuello distintos tratamientos IMRT dinámica de 5 y 7 campos, introduciendo errores bien en la posición de brazo bien en las posiciones de las láminas. En concreto se han estudiado variaciones aleatorias y sistemáticas de 1 y 2 grados en giro de gantry y de 1,5 mm y 2,0 mm de error en el gap de las láminas del MLC. De acuerdo con numerosas publicaciones es este parámetro el más importante en cuanto a la precisión en la salida de dosis en los tratamientos IMRT dinámica. Asimismo se han simulado estos errores en el planificador XIO 4.5 (Elekta CMS Software, Estocolmo, Suecia) y se han calculado los HDV correspondientes estableciendo la trascendencia clínica de dichos errores. También se ha estudiado el umbral de detección intrínseco del citado equipo.

### **Resultados y discusión**

El umbral intrínseco de detección del equipo está por debajo del grado y por debajo del mm en el gap. Cuando se realiza el estudio haciendo el análisis gamma (3% -3 mm), entre la distribución de dosis relativa calculada y medida, el equipo detecta errores de un grado en la posición del brazo aunque no detecta errores en el gap menores de 2 mm. Para lograr esta detección sería necesario o bien comparar en dosis absoluta, lo que requiere una calibración diaria del equipo para absorber las variaciones en la salida del acelerador, o bajar el umbral gamma a 3% -1 mm en dosis relativa aunque esto haría poco viable un protocolo de control de calidad por los errores intrínsecos de cálculo de planificador. Es por tanto necesaria, de una u otra forma, la medida de dosis absoluta que resuelve errores de gap menores de 0,2 mm. La diferencia entre dosis calculada y medida en isocentro con microcámara de ionización para una variación de gap de 2 mm fue en promedio de un 5%

Por otro lado se muestra que errores de giro de gantry de un grado no afectan en modo significativo a los HDV de los pacientes, por lo que según los resultados experimentales el criterio de 3% -3 mm en al menos un 97% asegura la correcta aplicación del tratamiento. En cuanto a los errores de gap se observa que afectan principalmente como un todo a la dosis absorbida global quedando establecida una tolerancia del 3% como límite clínicamente aceptado de acuerdo a protocolos nacionales e internacionales.

En el momento de la presentación de este estudio no se dispone de la técnica volumétrica en arco si bien la generalización de resultados a esta técnica parece asegurada (más campos pero menos segmentos totales) aunque será objeto de una posterior investigación.

### **Conclusiones**

El equipo analizado tiene un umbral geométrico de detección menor de un grado y del orden de 1 mm. Estableciendo un protocolo de control de calidad que incluye verificación pretratamiento de la dosis relativa en todo el volumen de irradiación y la dosis absorbida en el isocentro, con los criterios de 97% de cumplimientos del criterio gamma (3%-3 mm) en toda la distribución y 3% en dosis absorbida en isocentro se asegura un acuerdo entre dosis calculada y medida de acuerdo a los protocolos nacionales e internacionales.

## Uso de series temporales para el control estadístico del índice de calidad espectral de haces de electrones para uso clínico

MARTÍNEZ-LUNA, R.J.<sup>1,\*</sup>, DE LA VEGA, J.M.<sup>2,3</sup>, VILCHES, M.<sup>2</sup>, GUIRADO, D.<sup>2</sup>, ZAMORA, L.I.<sup>1</sup>, LALLENA, A.M.<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Reina Sofía. Córdoba.

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario San Cecilio. Granada.

<sup>3</sup> Fundación de Investigación Biosanitaria de Andalucía Oriental, Granada.

<sup>4</sup> Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Granada.

\* Correspondencia – C-e: f72malur@hotmail.com

**Palabras clave:** control estadístico de procesos, series temporales, datos autocorrelacionados, índice de calidad espectral, modelos.

### Introducción

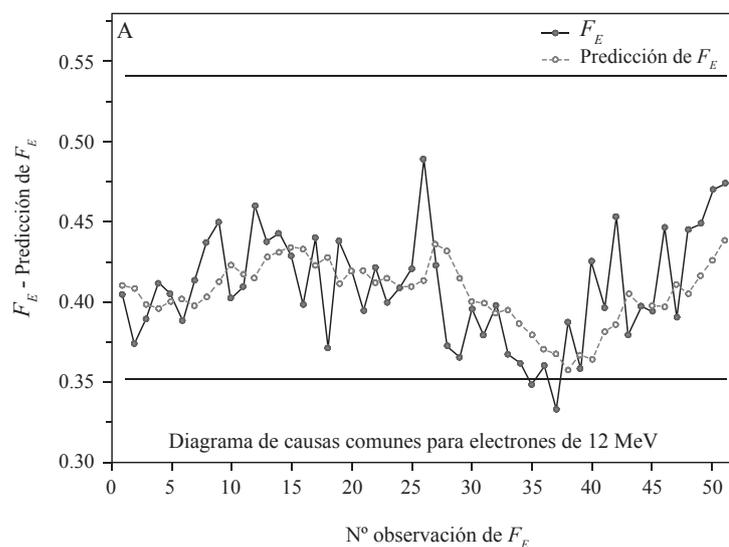
Mediante las técnicas del control estadístico de procesos (CEP) realizamos un seguimiento de la variable que controla la estabilidad del espectro de los haces de electrones de un acelerador de uso clínico. En este proceso, aplicado desde 1995, se obtuvo un elevado número de falsas alarmas. Nuestro trabajo demuestra que este comportamiento inesperado aparece al tratar la variable de interés como una variable aleatoria normal, independiente e idénticamente distribuida (i.i.d.), cuando en realidad las observaciones de dicha variable están positivamente correlacionadas entre sí.

### Material y métodos

Durante el periodo de aplicación se usó como herramienta para el CEP un diagrama Shewhart de  $F_E$ , una variable medida semanalmente, que está correlacionada con  $\Delta R_{50}$  y que se calcula como el cociente de dos medidas de ionización a dos profundidades distintas en un maniquí de plástico [1]. Al analizar  $F_E$  como serie temporal confirmamos la violación de la hipótesis de variable i.i.d. El nuevo enfoque consistió en modelar el comportamiento sistemático empleando la familia de modelos *autorregresivos, integrados y de media móvil* (ARIMA). Al sustraer la correlación entre las observaciones de  $F_E$  hallamos una variable consistente con las hipótesis del CEP (variable aleatoria i.i.d. distribuida normalmente): los residuos del ajuste. Se propone usar dos diagramas de control [2]: uno para causas comunes, figura A, (observaciones de  $F_E$  y predicciones hechas del modelo ARIMA) y otro para causas especiales, figura B, (residuos del ajuste del modelo ARIMA). El diagrama de causas comunes representa la inercia del proceso a consecuencia de la autocorrelación en las observaciones de  $F_E$ . El diagrama de residuos cumple con las hipótesis del CEP convirtiéndose en la herramienta adecuada para detectar causas especiales de variabilidad en el proceso. Mediante técnicas Monte Carlo (MC), evaluamos el comportamiento de varios diagramas de control para los residuos: Shewhart, EWMA y CUSUM, comparando el valor medio del número de observaciones que son necesarias para que el diagrama sea capaz de detectar una causa especial de magnitud  $\delta$  en el proceso, *average run length* (ARL). Estudiamos haces de electrones de energías nominales 6, 12 y 18 MeV.

### Resultados y discusión

Con el análisis de series temporales aislamos la componente sistemática y aleatoria que determina el valor final de  $\Delta R_{50}$ . Del diagrama de causas comunes estimamos una variabilidad máxima para la componente sistemática de  $\Delta R_{50}$  de  $\pm 0.6$ ,  $\pm 1.2$  y  $\pm 1$  mm para 6, 12 y 18 MeV, respectivamente. La componente aleatoria que actúa en el proceso provoca una variabilidad máxima en  $\Delta R_{50}$  de  $\pm 0.75$  mm en 6 MeV y  $\pm 1.5$  mm para 12 y 18 MeV. Puede ocurrir que las componentes por separado sean estadísticamente probables y, sin embargo, superen el valor de las especificaciones legales ( $\Delta R_{50} = \pm 2$  mm) cuando contribuyen en el mismo sentido para obtener el valor total de  $\Delta R_{50}$ . Esta situación da lugar a una señal de falsa alarma, (observación 35 y 37 de la figura A). Por otro lado, puede ocurrir que una componente enmascare la acción de otra por contribuir en sentidos opuestos, (observación 26 y 42 de la figura A); en este caso un valor de  $\Delta R_{50}$  menor de 2 mm puede ocultar la presencia de una causa especial de variabilidad (residuo 26 y 42 de la figura B) y no ser detectada si ambas componentes no se analizan por separado. En el diagrama Shewhart de residuos de 6 MeV obtenemos un ARL de 2 observaciones cuando ocurre



un cambio en  $R_{50}$  de 0.5 mm; en el caso de 12 y 18 MeV el ARL es de 4 observaciones. La capacidad de detectar causas especiales mejora respecto de un diagrama Shewhart con variable i.i.d. (diagrama de referencia), donde es necesario un ARL de 37 observaciones para detectar un cambio de magnitud equivalente. Para las tres energías se obtuvo mejor respuesta con el diagrama CUSUM que con EWMA para detectar pequeñas desviaciones; por otro lado, para cambios grandes, CUSUM y Shewhart son comparables.

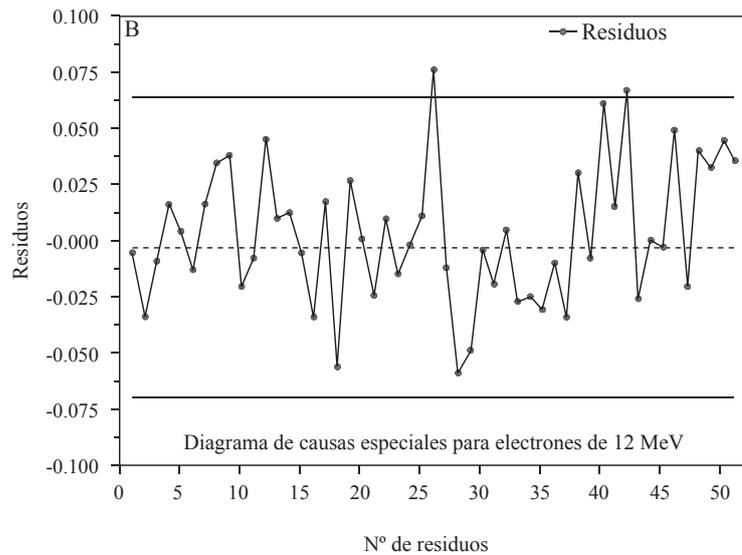
### Conclusiones

El análisis estadístico con series temporales elimina las deficiencias que encontramos cuando suponemos que la variable estadística es i.i.d. Caracterizar por separado las componentes sistemática y aleatoria de la variable

de interés mejora la capacidad de detección de causas especiales además de reducir la aparición de falsas alarmas. Esta técnica permite señalar estados fuera de control que, aunque se encuentren dentro de la tolerancia legal, es importante detectar para disminuir la probabilidad de interrupciones de los tratamientos. Por último, esta técnica ayuda a comprender e interpretar la evolución de la variable de interés; cuestión fundamental para establecer criterios característicos de un acelerador que nos ayuden en la toma de decisiones diarias.

### Referencias

- [1] Vilches, M. (2009). *Haces de electrones: características espectrales*. En: Pinza, C., Lliso, F. (Coord.). *Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico*. Sociedad Española de Física Médica, Madrid.
- [2] Alwan, L.C., Roberts, H.V. (1988). "Times-Series modeling for statistical process control". *Journal of Business & Economic Statistics*; 6:87-95.





## Análisis automático de películas de verificación posicional intrínseca en braquiterapia mediante MATLAB

QUIRÓS HIGUERAS, J.D. \*, DE MARCO BLANCAS, N., RUIZ RODRÍGUEZ, J.C.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón.

\* Correspondencia – C-e: radiofisica@hospital2000.net

**Palabras clave:** control de calidad, braquiterapia, verificación posicional intrínseca, película radiocrómica.

### Introducción

Una de las pruebas esenciales en el control de calidad de los equipos de braquiterapia de carga automática es la verificación posicional intrínseca de la fuente radiactiva. Un método clásico para su evaluación consiste en el uso de una película radiográfica y la medida de la distancia entre las marcas que deja la autorradiografía de la fuente con respecto a una referencia. En nuestro centro se ha desarrollado un método automático de medida mediante la digitalización de una película radiocrómica y la implementación de una macro desarrollada en Matlab, con el fin de optimizar el tiempo y disminuir la incertidumbre en la medida. El propósito de este trabajo es describir el método desarrollado, evaluar su incertidumbre y cuantificar sus ventajas frente al método manual.

### Material y métodos

En nuestro Hospital, la verificación posicional intrínseca se realiza mediante autorradiografía en tiras de película radiocrómica EBT situadas dentro del maniquí *Source Position Check Ruler*, suministrado por Nuclotron. En la tira de película se traza una línea de referencia, correspondiente a una de las marcas del maniquí, situada 15 mm por delante de la posición más distal. En el método manual se mide con una regla la distancia desde la marca de referencia a cada uno de los extremos de cada marca de la autorradiografía, y se promedia la distancia a ambos extremos para obtener la posición del centro. En el método automático desarrollado, las películas se digitalizan con el equipo Epson Perfection V700 PHOTO y a continuación se analizan mediante una macro desarrollada en Matlab. El procesado que realiza la macro permite visualizar la imagen de la película radiocrómica y trazar una línea a través de todas las marcas dejadas por la fuente y la línea de referencia, para obtener un perfil de intensidades. Del perfil, se almacenan las coordenadas de un máximo  $I_{\max}$ , un mínimo de intensidad  $I_{\min}$  y las coordenadas de la línea de referencia  $x_{\text{ref}}$ . Con las coordenadas del máximo y mínimo obtenemos la altura media:  $I_{\text{med}} = (I_{\max} - I_{\min}) / 2$ .

Para cada marca existen dos valores  $x_{n1}$ ,  $x_{n2}$  tales que  $I(x_{n2}) = I(x_{n1}) = I_{\text{med}}$ . Estos valores permiten determinar la anchura a media altura (FWHM) y calcular la distancia a la línea de referencia. Considerando el valor de referencia como nuestro origen  $x_{\text{ref}} = 0$ , calculando la semisuma de los valores se obtiene:

$$x_n = \frac{x_{n2} + x_{n1}}{2}$$

Donde  $x_n$  es la distancia desde la línea de referencia al centro de la marca dejada por la fuente.

Las distancias de las  $n$  marcas así como las diferencias con las distancias teóricas se muestran automáticamente en pantalla y quedan registradas en un archivo de texto para un posterior procesado de los datos.

### Resultados y discusión

Las películas se han digitalizado con diferentes resoluciones que van desde 72 ppp (pixel por pulgada) a 300 ppp para evaluar la incertidumbre introducida por el tamaño de píxel y decidir el valor de píxel óptimo. Se observa que la incertidumbre en los resultados disminuye al aumentar la resolución hasta aproximadamente 240 ppp. Para resoluciones mayores el ruido estadístico predomina sobre la incertidumbre asociada al tamaño de píxel y en consecuencia no hay una reducción de la incertidumbre total. Para nuestro método hemos elegido como óptima una resolución de 240 ppp. Se ha evaluado la exactitud geométrica del digitalizador por medio de una imagen de una regla de 14 cm digitalizada a la resolución de 240 ppp obteniendo una desviación de 0,03%.

La incertidumbre que asociamos a las medidas es  $\sigma^2 = \sigma_A^2 + \sigma_B^2$  donde  $\sigma_A$  corresponde a la componente estadística y  $\sigma_B$  corresponde a la incertidumbre asociada al tamaño de píxel.

Hemos obtenido para el método automático una incertidumbre en la medida de las distintas posiciones de 0,07 mm, mientras que para el método manual la incertidumbre es de 0,11 mm aprox.

Se ha evaluado la concordancia entre el método automático y el manual obteniéndose una discrepancia media entre ambos de  $0,05 \pm 0,04$  mm.

Para evaluar la objetividad del método automático se ha cuantificado la variabilidad inter-usuario. Para ello todas las películas fueron medidas por dos usuarios distintos y se obtuvo una diferencia media de  $0,03 \pm 0,01$  mm.

Por último, el tiempo empleado al aplicar el método automático es aprox. un tercio que en el manual.

### Conclusiones

El método descrito, permite un ahorro sustancial del tiempo de medida y procesado de datos. Así como una reducción notable de la dependencia de los resultados entre diferentes usuarios y una disminución de la incertidumbre de la medida. El método puede aplicarse a cualquier equipo de braquiterapia o maniquí con solo pequeñas modificaciones en el código.

## Calibración de películas radiocrómicas EBT2 mediante campos con cuñas virtuales

PÉREZ, M.A. \*, MACIAS, J., MERCHÁN, M.A., CAMPO, J.L., MORENO, J.C., TERRÓN, J.A., MIRAS, H., ORTIZ, M., ARRANS, R., ORTIZ, A., FERNÁNDEZ, D.

HUVM Servicio Radiofísica, Sevilla.

\*Correspondencia – C-e: mig\_a\_perez@hotmail.com

**Palabras clave:** calibración, cuña, radiocrómica, EBT2, película.

### Introducción

Calibración dosimétrica de películas EBT2 a partir de la exposición de éstas a un gradiente dosimétrico con cuña. En nuestro caso una cuña virtual de 60°. El objetivo primordial es, con la automatización del procedimiento, reducir el tiempo invertido en la obtención de la curva de calibración (color-dosis). Tiempo nada desdeñable debido a la disposición limitada de los aceleradores.

Este método de obtención de la curva de calibración proporciona resultados similares al aceptado comúnmente, ya sea con la irradiación “uniforme” de una sola película con diferentes niveles de dosis (escalera multibanda) o con la irradiación “uniforme” de pequeños trozos de películas rectangulares, reduciéndose en un factor, aproximadamente 20, el tiempo empleado.

### Material y métodos

Película EBT2, Array2D PTW, cámara PTW 0.6 cm<sup>3</sup> o Pin Point, software de análisis de imágenes-calibración (propio). El procedimiento consta de 4 fases, 3 necesarias cada vez que se calibra un lote de películas y otra (fase 1) sólo es necesaria realizarla la primera vez (por acelerador).

#### Fase 1: Obtención de la respuesta dosimétrica del Array2D.

Irradiando el Array2D se puede obtener la respuesta dosimétrica de la cuña de forma relativa a la lectura de la cámara central, que será “invariable” con el número de unidades monitor siempre que la disposición de la cuña (60°), tamaño de campo (8x20 cm<sup>2</sup>), espesores (5 cm) y distancias fuente-cámaras (100 cm) sean los mismos (en la misma unidad de tratamiento). De esta forma se puede obtener con la precisión geométrica que permita el array de cámaras, el perfil dosimétrico respecto a la posición de la cámara central.

#### Fase 2 : Dosimetría absoluta en el centro del campo de cuña.

Usando la misma disposición que en la fase 1 y con la cámara cilíndrica se determina la dosis absoluta en el centro del campo de cuña para 35 y 120 unidades monitor según TRS398. Con estos valores se asignan dosis absolutas al fichero relativo obtenido en la fase 1, teniendo en cuenta la utilización de agua sólida.

#### Fase 3: Preparación e irradiación de la película.

Se corta la película en 2 por el eje de mayor longitud etiquetando cada trozo con el número de unidades monitor a irradiar (35 y 120). Se colocan los trozos en agua sólida en la misma disposición que en fases anteriores e irradiamos cada trozo con el campo de cuña de 35 y 120 unidades monitor respectivamente.

#### Fase 4: Procesado de películas y obtención de curva de calibración.

En el procesado se pretende controlar los giros indeseados en la colocación de las películas tanto en la unidad de irradiación como en el digitalizador, aplicar un filtro de mediana y tomar una región en torno al eje de la cuña para ecualizarla con las lecturas de las cámaras del array2D. Se obtiene así la curva discretizada “color – dosis relativa” a la lectura de la cámara central. Finalmente con el valor de dosis absoluta en ese punto se obtiene la curva de calibración. Todo de manera automatizada.

### Resultados y discusión

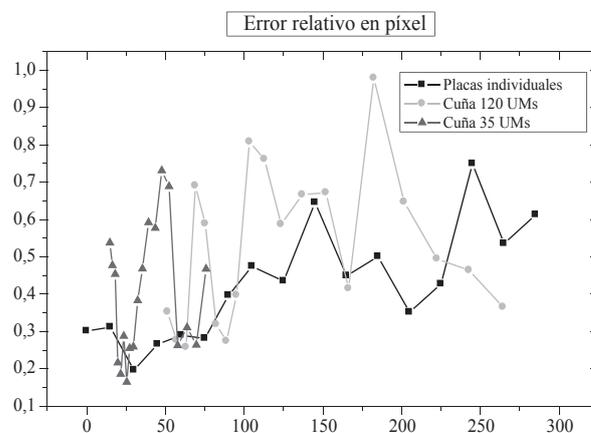
Comparando ambos métodos de obtención de la curva, una vez ajustadas a un polinomio de grado 3 tenemos un R<sup>2</sup>=0,999... para ambas y un  $\chi^2$  ligeramente favorable para el método antiguo.

Representando el error relativo en píxeles para las curvas de ambos métodos, como se muestra en la figura, vemos que aunque de forma generalizada este es mayor para el método nuevo, no supera el 1% salvo para dosis muy bajas.

Las ventajas que presenta, a nuestro juicio, el nuevo método son sobre todo el tiempo invertido para obtener resultados similares y que el ajuste de la curva se puede hacer con un mayor número de puntos.

### Conclusiones

Se ha comparado el método con los anteriores. El error relativo en píxel del nuevo método es ligeramente superior, pero por debajo del 1% en todo el rango (salvo para dosis muy bajas). Con la disposición inicial planteada se pierde un poco de rango dosimétrico (15-270 cGy), aunque esto no le resta operatividad y hemos pasado de tardar 2 horas a tener la calibración en media hora aproximadamente. Este nuevo método ya ha sido implementado en nuestro servicio con resultados satisfactorios hasta el momento.





## Evaluación del factor de campo de un colimador circular cónico de 4.0 mm para radiocirugía funcional

ZUCCA APARICIO, D. \*, GARCÍA RUIZ-ZORRILLA, J., FERNÁNDEZ LETÓN, P., PÉREZ MORENO, J.M., MIÑAMBRES MORO, A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Madrid Sanchinarro – Grupo Hospital de Madrid, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: daniel.zucca@gmail.com

**Palabras clave:** factor de campo, colimador cónico, radiocirugía funcional, haz estrecho.

### Introducción

La caracterización dosimétrica de haces estrechos es complicado debido al tamaño finito del detector de radiación, pérdida de equilibrio electrónico lateral y el posicionamiento de los equipos de medición de la radiación. Un alto grado de incertidumbre surge cuando los factores de campo son medidos en esta situación, a pesar de considerar que este modo de dosimetría relativa sea realizado mediante detectores de alta resolución como diodo o mediante dosimetría de película.

### Material y métodos

Se ha utilizado un método de barrido del haz de exploración mediante cámara de ionización para superar la limitación de usar un detector relativamente grande en la medida del factor de campo de un haz estrecho siguiendo el método descrito en la literatura por Fan J. et al (Med Phys., noviembre 2009)

En el método de barrido mediante cámara de ionización se utilizan múltiples haces estrechos para la medida de dosis con una cámara de tamaño finito. Estos múltiples haces de exploración forman un campo equivalente uniforme de gran tamaño que proporciona la condición de equilibrio electrónico lateral.

Tras la medida, la contribución debida a los haces vecinos es deconvolucionada de modo que cada haz contribuye ponderadamente según su proximidad al centro del campo de exploración en forma de un factor de contribución que será necesario para la determinación del factor de campo.

Los factores de campo obtenidos de tal modo han sido medidos mediante cámara de ionización pin-point PTW 31014 y semiflex PTW 31010 en comparación con la medida directa mediante diodo y película radiocrómica como lo describe la Guía de Referencia de Física de BrainLAB y a partir de la medida directa mediante cámara de ionización pin-point PTW 31014 y planoparalela PTW 34001 convolucionando por el tamaño del detector.

El factor de contribución de cada haz individual se obtiene a partir del perfil del haz de radiación según la distancia al eje del haz y medido con precisión mediante diodo PTW 60012 en el analizador de haces PTW MP3 con una resolución de escaneo de 0.1 mm (DFS 98.5 cm y profundidad de 1.5 cm) y para el método de escaneo mediante cámara de ionización con una resolución de medida de 2.5 mm para las medidas punto a punto.

A partir de dosimetría con película radiocrómica Gafchromic EBT2 se realizó un análisis mediante ROI de 2 px, 5 px y 10 px de diámetro para la región central de cada película (escaneada con resolución de 100 ppp) adquiriendo como valores más adecuados los obtenidos para la ROI de 5 px debido a las incertidumbres encontradas en la determinación del centro de cada ROI para el caso de ROI de 2 px (por ser demasiado pequeña) y problemas de incluir valores de menor valor de píxel que la zona central en caso de ROI de 10 px (por ser demasiado grande)

### Resultados y discusión

La siguiente tabla resume los resultados obtenidos para la determinación de los factores de campo para el colimador circular cónico de 4.0 mm y energía de 6 MV del acelerador lineal BrainLAB NOVALIS (DFS 98.5 cm y profundidad de 1.5 cm).

Output Factors for Conical Collimator (0 mm) 4.0 mm					
detector size convolution		scanning chamber method		direct measurement	
PTW31014	PTW34001	PTW31010	PTW31014	PTW60012	Gafchromic EBT2
0.600	0.508	0.704	0.699	0.646	0.562
Relative Deviation respect PTW60012 Output Factor direct measurement					
-7.1%	-21.4%	9.0%	8.2%	-	-13.30%

Para obtener los factores de contribución mediante un perfil de dosis como en el caso del diodo PTW 60008 fue también desarrollada dosimetría con película radiocrómica presentando gran concordancia entre ambos perfiles de dosis excepto para la zona externa debido a la inexactitud de la curva de calibración para bajas dosis de Gafchromic EBT2

### Conclusiones

A partir de los resultados presentados anteriormente, se observan grandes discrepancias en los valores de los factores de campo entre los distintos métodos utilizados. Debido a las propiedades de alta resolución espacial para el detector de diodo y a una menor dependencia en el análisis del procesado de la medida como para la película radiocrómica, ha sido aceptado el factor de campo obtenido mediante diodo PTW 60012 para cuestiones dosimétricas.

## Caracterización dosimétrica de un conjunto de colimadores circulares cónicos para radiocirugía funcional

---

ZUCCA APARICIO, D.\* , PÉREZ MORENO, J.M., FERNÁNDEZ LETÓN, P., GARCÍA RUIZ-ZORRILLA, J., MIÑAMBRES MORO, A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Madrid Sanchinarro – Grupo Hospital de Madrid, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: daniel.zucca@gmail.com

**Palabras clave:** caracterización dosimétrica, colimador cónico, radiocirugía funcional, haz estrecho.

### Introducción

La radiocirugía funcional es una modalidad de tratamiento de radiocirugía estereotáxica (SRS) basada en colimadores circulares cónicos en la que es habitual necesitar conos de reducidas dimensiones (de hasta 4.0 mm de diámetro).

El presente trabajo resume los resultados encontrados durante la caracterización dosimétrica de un conjunto de colimadores circulares para un sistema de planificación de radiocirugía previo a la implementación clínica de este tipo de tratamientos para pacientes tratados mediante SRS.

### Material y métodos

La caracterización dosimétrica de un sistema de colimadores circulares cónicos de SRS para el sistema de planificación BrainLAB iPlan RT Dose 4.1.2. (*Feldkirschen, Germany*) requiere de la medida de una serie de parámetros como la equivalencia dosis / UM de la unidad (Nominal LINAC Output), factores de campo (Relative Scatter Factors), Tissue Maximum Ratio (TMR) y perfiles de dosis radiales (Off-Axis Ratio, OAR) para cada colimador cónico (diámetros de 4.0, 6.0, 7.5 mm) siguiendo las recomendaciones de medida (DFS y profundidad) recogidas en la Guía de Referencia de Física de BrainLAB.

Para la medida de perfiles de dosis radiales y TMR se necesitó un sistema analizador de haces PTW MP3 con programa de adquisición Mephysto mc<sup>2</sup> 1.7.1. escaneando mediante diodo PTW 60008 (DFS 92.5 cm y profundidad de 7.5 cm para OAR). Para la medida de la equivalencia dosis / UM de la unidad (Nominal LINAC Output) se necesitó una cámara de ionización calibrada PTW 30013 en la medida de la dosis absorbida para el campo de radiación de referencia (DFS 98.5 cm y profundidad de 1.5 cm) al igual que en la medida de los factores de campo (Relative Scatter Factors) se requirió de diodo PTW 60012 para cada colimador cónico normalizado la lectura obtenida en cada caso a la geometría de calibración.

Para la medida de los factores de campo (Relative Scatter Factors) el diodo fue alineado centrándolo con el campo de radiación para cada colimador cónico desplazando en su caso por la desviación respecto al eje del haz (CAX deviation) La posición de las mordazas se configuró para definir un campo cuadrado de 14 mm x 14 mm mientras que el colimador micro-multilámina (mMLC) fue retirado a su posición de reposo fuera del campo de radiación.

### Resultados y discusión

Los factores de campo (Relative Scatter Factors) para los colimadores cónicos de 4.0, 6.0, 7.5 mm han sido 0.646, 0.765, 0.812, mientras que el coeficiente de calibración (Nominal LINAC Output) resultante ha sido 1.012 cGy / MU.

Las curvas de TMR han sido obtenidas hasta una profundidad de 210 mm con una resolución de 0.1 mm mientras que los perfiles radiales han sido adquiridos en el rango comprendido desde -60 mm hasta 60 mm con una resolución de 1.0 mm. Dado que los datos dosimétricos medidos son usados directamente como base para el cálculo de la dosis en el sistema de planificación es necesario que en la introducción de estos datos por parte del usuario se tenga en consideración la necesidad de un conveniente procesado de los perfiles radiales como desplazamiento de todos los perfiles por su desviación respecto al eje del haz (CAX deviation), simetrizado y promediado de los perfiles inplane y crossplane para cada uno de los colimadores cónicos mediante el programa PTW DataAnalyze.

### Conclusiones

El algoritmo de cálculo de dosis empleado por el sistema de planificación iPlan RT Dose 4.1.2. para los colimadores circulares cónicos es Clarkson, algoritmo basado en medidas directas por lo que una buena correspondencia entre los cálculos de dosis realizados por el sistema de planificación y las medidas realizadas en la unidad subyace en una buena obtención de los datos necesarios para la caracterización dosimétrica de cada colimador circular cónico en el sistema de planificación.



## Verificación experimental de un nuevo espectrometro de neutrones para dosimetría ambiental y de área

GÓMEZ-ROS, J.M.<sup>1,\*</sup>, ROMERO, A.<sup>1</sup>, BEDOGNI, R.<sup>2</sup>, ESPOSITO, A.<sup>2</sup>, MORALEDA, M.<sup>1</sup>, LAGARES, J.I.<sup>1</sup>, SANSALONI, F.<sup>1</sup>, ARCE, P.<sup>1</sup>, LLOP, J.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> CIEMAT, Av. Complutense 22, 28040 Madrid, España.

<sup>2</sup> INFN-LNF, U.F. Fisica Sanitaria, via E. Fermi n. 40, 00044 Frascati, Italia.

<sup>3</sup> CIC biomaGUNE, Departamento de Radioquímica, Po. Miramón 182, 20009 San Sebastián, España.

\* Correspondencia – C-e: jm.gomezros@ciemat.es

**Palabras clave:** dosimetría de neutrones, espectrometría de neutrones.

### Introducción

En esta comunicación se presentan resultados experimentales obtenidos con un nuevo espectrómetro de neutrones, desarrollado conjuntamente por la Unidad de Dosimetría de radiaciones del CIEMAT y la Unità di Fisica Sanitaria del INFN-LNF (Italia), consistente en una esfera moderadora de polietileno con detectores de neutrones térmicos (pares de dosímetros de termoluminiscencia o láminas de activación) situados en diferentes posiciones. La configuración del dispositivo y la distribución de los dosímetros se han diseñado para obtener una respuesta prácticamente isótropa en un rango energético hasta 20 MeV.

### Material y métodos

Se han utilizado pares de dosímetros MCP-6 / MCP-7 (<sup>6,7</sup>Li:F,Mg,Cu,P; diámetro: 4.5 mm, espesor: 0.9 mm, densidad: 2.5 g/cm<sup>3</sup>) y láminas de activación de Disprosio (Dy; diámetro: 12 mm, espesor: 0.1 mm). Los dosímetros de termoluminiscencia (TLDs) se han leído utilizando un lector automático Harsahw 5500. La actividad de las láminas de activación se ha medido con un contador beta Berthold LB2046. El espectro neutrónico, la fluencia total y las magnitudes dosimétricas correspondientes se han determinado utilizando el código de deconvolución FRUIT.

Las simulaciones se han realizado utilizando el código de Monte Carlo MCNPX 2.6, las secciones eficaces de la librería ENDF/B-VII y las tablas S( $\alpha,\beta$ ) para el tratamiento de neutrones térmicos. La respuesta en los dosímetros de <sup>6</sup>LiF se ha obtenido utilizando el tally F4 para calcular el número de reacciones <sup>6</sup>Li(n, $\alpha$ )<sup>3</sup>H. Análogamente, la respuesta de las láminas de activación se ha calculado a partir del número de reacciones <sup>164</sup>Dy (n, $\gamma$ )<sup>165</sup>Dy.

### Resultados y discusión

Se ha obtenido la matriz respuesta para 120 energías entre 10<sup>-9</sup> y 100 MeV, verificándola experimentalmente mediante exposición a fuentes de Am-Be (INFN-LNF) y <sup>252</sup>Cf (ENEA) así como a neutrones monoenergéticos de 1.2 y 8 MeV (PTB) y en haces “casi monoenergéticos” de 2.5 y 14 MeV. En las medidas realizadas con la fuente de Am-Be, se ha utilizado la técnica del “cono de sombra” para evaluar la contribución de los neutrones térmicos.

Así mismo, se han realizado medidas experimentales en puntos situados alrededor de un ciclotrón (CIC biomaGUNE), comparándolas con resultados obtenidos anteriormente y con simulaciones realizadas con GEANT4.

### Conclusiones

Los resultados obtenidos confirman la capacidad espectrométrica del dispositivo para aplicaciones en dosimetría ambiental y de área. En las medidas realizadas en instalaciones de calibración, la discrepancia entre los valores de referencia y los obtenidos para la fluencia y H\*(10) es inferior al 5-10%.

### Referencias

- [1] Gómez-Ros, J.M., Bedogni, R., Moraleda, M., Delgado, A., Romero, A., Esposito, A. (2010). “A multi-detector neutron spectrometer with nearly isotropic response for environmental and working place monitoring”. *Nucl. Inst. Meth.* A 613, 127-133.
- [2] Gómez-Ros, J.M., Bedogni, R., Moraleda, M., Romero, A., Delgado, A., Esposito, A. (2010). “Design and validation of a single sphere multidetector neutron spectrometer based on LiF:Mg,Cu,P thermoluminescent dosimeters”. *Radiat. Meas.* 45, 1220-1223.
- [3] Gómez-Ros, J.M., Bedogni, R., Palermo, I., Esposito, A., Delgado, A., Angelone, M., Pillon, M. “Design and validation of a photon insensitive multidetector neutron spectrometer based on Dysprosium activation foils”. *Radiat. Meas.* (enviado).

## Caracterización de la detectabilidad de una minigammacámara intraoperatoria

SÁNCHEZ JIMÉNEZ, J. \*, NÚÑEZ MARTÍNEZ, L.M.R., MORILLAS RUIZ, J., PIZARRO TRIGO, F., CRESPO MESA, S., ROS LORDA, M.A.  
Complejo Asistencial de Burgos.

\* Correspondencia – C-e: javiersjim@gmail.com

**Palabras clave:** minigammacámara intraoperatoria, ganglio centinela, medicina nuclear, detectabilidad, resolución.

### Introducción y objetivos

La prueba de detección del ganglio centinela es una técnica cuyo uso está ampliamente extendido en los Servicios de Medicina Nuclear por su capacidad para reducir la morbilidad que conlleva una linfadenectomía. En esta intervención es de especial importancia la precisión de detección de la sonda de captación. El objetivo del presente trabajo es evaluar todos los factores que influyen en la detección introduciendo las aportaciones de imagen de los sistemas de minigammacámara intraoperatoria.

### Material y métodos

Se ha construido un maniquí de fabricación propia consistente en una plataforma con una canaladura central milimetrada a través de la cual se desplaza una fuente puntual de 1 mm de diámetro que simula el ganglio centinela. A esto se añade un maniquí oval que simula el fondo de radiación de una mama para adaptarlo a la situación clínica. Tras analizar las imágenes de adquisición de intervenciones de ganglio centinela se ha estimado que la actividad captada en el ganglio respecto a la presente en la mama en pruebas de Sentinel Node Occult Lesion Localization (SNOLL) es de un 5% de la actividad administrada. Por tanto se ha inyectado en el maniquí de fuente puntual una actividad de Tc-99m de 200 mCi mientras que en el maniquí de mama se han inyectado 4 mCi.

Se han utilizado un electrómetro Navigator GPS junto con una sonda para cabeza y cuello E097016 de RMD Instruments, un electrómetro EUROPROBE I con sondas SOG-16 de CsI y SOG-11 de CdTe de EuroRad y un equipo Sentinella 102 de Oncovision con sonda de contaje de fibra óptica y minigammacámara con colimador pinhole de 2.5 mm de apertura. Se ha evaluado la resolución espacial para las cuentas detectadas, sonido emitido (dB promediados a 5 seg) e imagen adquirida en función de los siguientes parámetros: distancias Sonda-Fuente (DFS), ángulos de ataque Sonda-Superficie, ventanas de energía y presencia de fondo.

### Resultados y discusión

La precisión de la respuesta de la sonda de captación varía significativamente al cambiar las condiciones geométricas y el método usado en la detección (Nº cuentas, sonido o imagen). Se han obtenido los perfiles de cuentas con la sonda Navigator GPS, sin fondo, frente a la ventana utilizada, distancia a la fuente (DFS) y ángulo de ataque. La resolución (FHHM) a 3,5 cm de distancia, con ángulo de ataque 0° y ventana de energía del Tc-99m en ausencia de fondo para la sonda GPS Navigator es de 4,54 mm. Esta disminuye un 14,4% para un ángulo de ataque de 45° y el máximo se desplaza 4 mm respecto a su posición teórica. La selección de ventanas de energías mayores mejora la resolución ligeramente (un 3,6%) y da mayor exactitud frente a la posición teórica. Sin embargo la sensibilidad se ve seriamente afectada. El aumento de la distancia al ganglio degrada ampliamente la resolución (hasta un 40%) y la sensibilidad (un 44%).

Se han analizado también los perfiles de cuentas con presencia de fondo para los 3 modelos de sondas. El fondo degrada la resolución ligeramente (un 1,2%) pero empeora sensiblemente al aumentar la distancia a la superficie y el ángulo de ataque (un 38,5% para 30°). Por contra este efecto disminuye al seleccionar la ventana de altas energías (In-111) que elimina las contribuciones de dispersa, en este caso la degradación se reduce a un 0,4% con DFS=35 mm y ángulo de ataque de 0°.

Otro de los métodos de detección analizados es el sonido emitido por la sonda en intensidad media (dB/s) en cada posición. Puede concluirse de dichas curvas que la resolución es demasiado pobre por lo que no debe utilizarse como referencia aislada en la detección. Ni siquiera podemos hablar de cifras de resolución dado que la anchura a media altura abarca la casi totalidad del recorrido en la sonda de la cámara Sentinella mientras que en el caso de la sonda Navigator la potencia del ruido es comparable a la de la señal. El contraste de señal acústica se produce para un nivel de cuentas demasiado bajo en relación con la señal del fondo. Finalmente se han analizado las imágenes de la mini gammacámara Sentinella evaluando la resolución de la cámara para distintas posiciones alejadas lateralmente del eje de la misma mediante perfiles de cuentas. Este sistema presenta la mayor resolución y exactitud en la localización de la fuente. La desviación media de la posición de la imagen frente a la posición teórica es inferior a 1 mm. La resolución no se ve afectada por la distancia de la fuente al eje de la cámara y se sitúa en valores de 2,2 mm. Cabe destacar que si bien la sensibilidad de este tipo de mini gammacámara es relativamente baja en comparación con la de las sondas lápiz, es capaz de detectar la lesión/ganglio en posiciones alejadas de este sin tener que realizar un rastreo. Esto compensa el mayor tiempo de detección necesario para obtener un número de cuentas alto con el menor tiempo invertido en la exploración de todo el campo quirúrgico. Por otro lado, la posibilidad de obtener imágenes globales en lugar de niveles de cuentas locales parece, a priori, aumentar la sensibilidad y especificidad de las cirugías realizadas, datos que no se reflejan en la resolución de la misma. No obstante dichas contribuciones a la detectabilidad deben ser corroboradas en la práctica clínica en un estudio posterior.

### Conclusiones

Como conclusión, para aumentar la resolución de detección en las sondas tipo lápiz, se recomienda usar ventanas de energía alta, minimizar la DFS y usar ángulos de ataque próximos a la perpendicularidad. La detección basada en el sonido de la sonda no debe utilizarse como única referencia dada su baja respuesta a la posición. Por el contrario la imagen de la sonda intraoperatoria se postula como el sistema de referencia en la detección si bien el tiempo de detección, sensibilidad y especificidad deben ser aún verificadas a nivel clínico.

## Laboratorio secundario de calibración para dosimetría en niveles de terapia en la Universidad de Santiago

---

GÓMEZ RODRÍGUEZ, F.\*, GONZÁLEZ CASTAÑO, D.M., PAZOS ÁLVAREZ, A.

Universidad de Santiago, Santiago de Compostela.

\* Correspondencia – C-e: Faustino.gomez@usc.es

**Palabras clave:** dosimetría física, metrología, radioterapia, calibración.

### Introducción

A los beneficios inherentes y básicos que proporciona la existencia de una cadena de trazabilidad en cualquier aplicación radioterápica, hay que añadir la obligación legal para los Centros Hospitalarios como la que señala el R.D. 1566/1998, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. Este Real Decreto atribuye a los especialistas en radiofísica hospitalaria en su artículo 10 la responsabilidad de la aceptación y determinación del estado de referencia inicial de los equipos generadores de radiaciones con fines terapéuticos, así como del establecimiento y ejecución de los programas de control de calidad asociados y de los aspectos técnicos y físicos de la dosimetría de la radiación. Diferentes organismos internacionales como ICRU o OIEA mantienen recomendaciones sobre la exactitud de la dosis suministrada a los pacientes que, en general, debería situarse al menos en el 5% considerando toda la cadena radioterápica. Con el objetivo de alcanzar este propósito resulta necesario establecer programas de control de calidad y calibración dosimétricos de carácter periódico. El protocolo TRS398 de la OIEA recomienda la calibración en dosis en agua debido a que ésta es una magnitud de interés más próxima al uso clínico y además permite una incertidumbre relativa reducida en la calibración entorno al 1%.

### Material y métodos

Con el objetivo de desarrollar un laboratorio secundario de calibración, la Universidad de Santiago y el Grupo de Investigación en Radiofísica han construido un edificio dedicado a actividades de I+D que alberga una unidad de 60-Co Theratron 780-C. Esta unidad se encuentra en un bunker de 60 m<sup>2</sup> donde se ha puesto en marcha la instrumentación necesaria para obtener niveles de calidad metrológicos. El laboratorio consta de un teletermómetro doble ISOTECH TTI-22 con resolución de mK, un barómetro absoluto DHI RPM4A200KS con incertidumbre relativa 0.01% y dos electrómetros PTW-UNIDOS de referencia y un electrómetro DOSE1 Wellhöfer, junto con el conjunto de cámaras de referencia. Adicionalmente el procedimiento de calibración estará automatizado a través de un software (LabView) en la consola de control del Laboratorio. En Febrero de 2011 se espera establecer el programa de trazabilidad al patrón primario del PTB (Alemania). El último trimestre de 2011 se realizará la auditoría de acreditación ENAC.

### Resultados y discusión

Actualmente la incertidumbre en las medidas y verificaciones con cámaras Farmer (PTW30013) en el Laboratorio de Radiofísica arrojan una repetibilidad mejor que un 0.3%. La incertidumbre de las intercomparaciones y verificaciones tienen un valor menor del 0.5%. Los valores obtenidos indican la calidad de la instrumentación del laboratorio y su capacidad de servir como laboratorio de referencia.

### Conclusiones

El Laboratorio de Radiofísica se convertirá a lo largo del año 2011 en el primer laboratorio secundario español para dosimetría en nivel de terapia.

## Método de calibración de mandíbulas para conseguir una distribución homogénea de dosis en la zona de unión de hemicampos

CENIZO DE CASTRO, E. \*, GARCÍA PAREJA, S., MORENO SÁIZ, C., HERNÁNDEZ RODRÍGUEZ, R., BODINEAU GIL, C., MARTÍN-VIERA CUETO, J.A.

Complejo Asistencial de León.

\* Correspondencia – C-e: elenaceni@hotmail.com

**Palabras clave:** calibración de mandíbulas, heterogeneidad de dosis, hemicampos, zona de unión, Monte Carlo.

### Introducción

Los tratamientos con hemicampos están muy extendidos en radioterapia externa. Debido a que la tolerancia establecida para el posicionamiento de cada mandíbula es de 1 mm, pueden darse situaciones de superposición o separación de hasta 2 mm. Esto implica heterogeneidades de dosis de hasta un 40% en la zona de unión. En este trabajo se presenta un método preciso de calibración de las mandíbulas de forma que se obtengan distribuciones homogéneas de dosis cuando se utilicen este tipo de tratamientos.

### Material y métodos

La calibración necesaria para cada mandíbula requiere una precisión submilimétrica. Se han utilizado simulaciones Monte Carlo (MC) para sintonizar el haz de fotones de energía nominal 6MV de un acelerador lineal Varian 2100C y se han reproducido diferentes situaciones de unión de hemicampos forzando desalineamientos de las mandíbulas dentro de la tolerancia de 1 mm, con el fin de conocer exactamente la distribución de dosis en la zona de unión de hemicampos para cada configuración. Los resultados de las simulaciones MC permiten relacionar la máxima heterogeneidad de dosis encontrada en la zona de unión de hemicampos con el desalineamiento de las mandíbulas involucradas en la unión.

El punto de partida para la calibración de las mandíbulas, es conocer el estado inicial en que se encuentran. Para ello se han utilizado películas radiocrómicas. Irradiando con dos hemicampos complementarios se obtiene la heterogeneidad de dosis provocada por el mal posicionamiento de las dos mandíbulas que intervienen en la unión. Para conocer la contribución de cada una de ellas de forma independiente, se ha optado por irradiar películas radiocrómicas con un hemicampo y posteriormente girar 180° el colimador. De este modo se obtiene una distribución de dosis correspondiente a dos veces el desalineamiento de esa mandíbula, que se calcula a partir de los resultados de las simulaciones MC.

Una vez conocidas las correcciones que se deben hacer en el posicionamiento de cada mandíbula, se procede a la calibración de las mismas a partir de las lecturas del potenciómetro para determinadas posiciones. Las lecturas de potenciómetro siguen una relación lineal con las posiciones de la mandíbula, cuya pendiente es característica del potenciómetro. Modificando la ordenada en el origen de esta recta se consigue el desplazamiento deseado en la mandíbula.

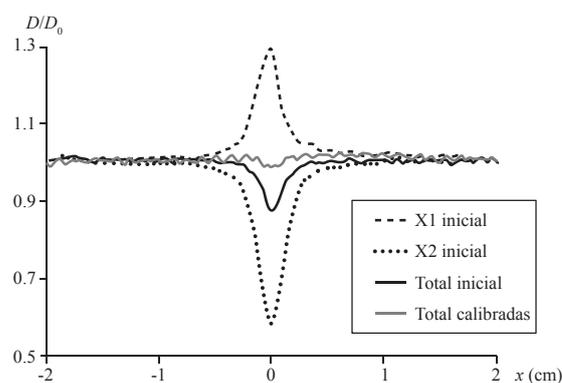
### Resultados y discusión

Se ha utilizado el método propuesto para calibrar las mandíbulas X de un acelerador Varian 2100C. Tanto las simulaciones MC como las medidas experimentales se han realizado para fotones de 6 MV, DFS=95 cm y profundidad de 5 cm. En estas condiciones, se determina el estado inicial de las mandíbulas que se pretenden calibrar, en este caso las X, utilizando películas radiocrómicas. La irradiación de dos hemicampos complementarios de un campo 10x10 cm<sup>2</sup> dan lugar a una subdosificación máxima de  $-12,5 \pm 1,8\%$  en la zona de unión. Se determina, a continuación, la contribución de cada mandíbula X1 y X2. En la figura 1 se representan los perfiles de dosis a lo largo de la zona de unión de hemicampos para cada una de las tres situaciones. A partir de las simulaciones MC se concluye que las heterogeneidades de dosis encontradas se corresponden con un desalineamiento de 0,8 y -0,9 mm para X1 y X2 respectivamente.

Se procede a la calibración para corregir estos desplazamientos, modificando las lecturas de los potenciómetros correspondientes. Para comprobar la calibración, se analiza la distribución de dosis que resulta de la irradiación de dos hemicampos complementarios de un campo 10x10 cm<sup>2</sup>, encontrando una heterogeneidad máxima de  $0,8 \pm 1,8\%$ . El perfil de dosis se representa en la figura 1 junto con los obtenidos en el estado inicial de las mandíbulas.

### Conclusiones

Con el método presentado se consigue reducir la heterogeneidad de dosis en la unión de hemicampos por debajo del 3%. Esto implica una precisión en el posicionamiento de las mandíbulas mejor que 0,2 mm, y, por tanto una mejora evidente en la calidad de los tratamientos de radioterapia.



**Figura 1.** Perfiles de dosis en la zona de unión de hemicampos para la situación inicial, y una vez calibradas las mandíbulas X. Todas las curvas están normalizadas al valor promedio de la zona plana, excluyendo la región de unión,  $D_0$ .

## Verificación de la estabilidad del conjunto cámara pozo-electrómetro por comparación con medidas con cámara cilíndrica

RINCÓN PÉREZ, M. \*, GARCÍA CASTEJÓN, M.A., GÓMEZ-TEJEDOR ALONSO, S., PENEDO COBOS, J.M.

Servicio de Oncología Radioterápica. Fundación Jiménez Díaz. Grupo Capio. Madrid.

\* Correspondencia – C-e: mrincon@fjd.es

**Palabras clave:** cámara pozo, estabilidad, Ir-192, cámara cilíndrica, alta tasa.

### Introducción

El detector recomendado para la calibración de fuentes en braquiterapia es un conjunto cámara de pozo-electrómetro con el inserto apropiado (CPEI) Para mantener la trazabilidad es necesario comprobar periódicamente la constancia en la respuesta de la CPEI, de forma que se pueda garantizar el correcto funcionamiento del conjunto y que no existen derivas por envejecimiento. Según el Real Decreto 1566/1998 por el que se establecen los criterios de calidad en Radioterapia “Los equipos que sirven de referencia para la medida de las diferentes magnitudes físicas (como es el caso de la CPEI para la medida de la TKRA de la fuente de Ir-192) deberán estar trazados a patrones nacionales o internacionales con reconocimiento nacional, mediante calibraciones periódicas en laboratorios de metrología reconocidos”.

Debido a la no existencia de laboratorios nacionales acreditados para la calibración de conjuntos cámara de pozo-electrómetro es útil encontrar un método alternativo para garantizar esa trazabilidad. En este trabajo se desarrolla un procedimiento para conseguirlo mediante la comparación de medidas realizadas con este conjunto y medidas con una cámara de ionización tipo Farmer de 0.6cc en un equipo de alta tasa de dosis de Ir-192 (HDR)

### Material y métodos

- Equipo microSelectron Digital mHDR-GENIE V3 (high dose rate) para braquiterapia de alta tasa de dosis con fuentes de Ir-192 de la marca Nucletron
- Cámara de pozo PTW Tipo 077.054 abierta al aire de 200cc de volumen con inserto de metacrilato apropiado.
- Cámara de ionización cilíndrica de 0.6cc de volumen de la marca PTW, modelo 30006
- Electrómetro de la marca PTW, modelo UNIDOS E
- Tubo de transferencia ginecológico nº 3 de longitud 1500 mm
- Catéter flexible endobronquial de longitud 995 mm
- Termómetro y barómetro

Para el primer grupo de medidas se conecta la cámara de pozo al electrómetro Unidos-E con un cable prolongador. Se introduce en la cámara de pozo el inserto cilíndrico de metacrilato y se conecta con el tubo de transferencia ginecológico al indexador. Se programa la consola de tratamiento para enviar la fuente a la posición 1335 mm (posición que corresponde con el punto de referencia de la cámara) durante 180s. Durante la irradiación se toman 3 valores de la intensidad en nA y se calcula la media que se corrige por presión y temperatura.

Para el segundo grupo de medidas se coloca la cámara cilíndrica dentro de una lámina de 2 cm de agua sólida en la que existe un alojamiento para tal fin y en la que aparece una cruceta dibujada en la superficie. En un catéter de plástico de los utilizados para tratamientos endobronquiales se introduce un localizador con marcas radiopacas y se alinea con la cruceta de manera que la primera marca radiopaca coincida con el centro. Se programa la unidad de control para enviar la fuente a la posición 1 con un tiempo de permanencia de 180 s. Se obtienen 3 medidas en nA, de las que se calcula la media y se corrigen por presión y temperatura.

En los dos casos el electrómetro se ajusta al voltaje de polarización de +300 V, y se mide en la escala HIGH y en modo intensidad de corriente(nA).

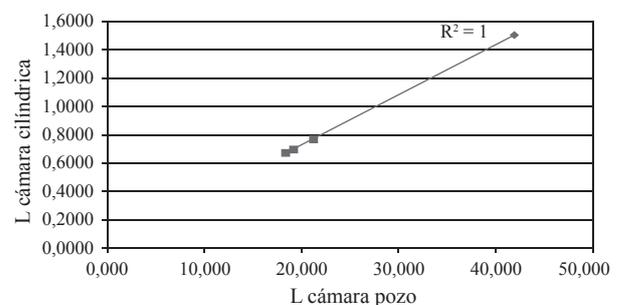
Se realiza el cociente entre la media de las lecturas con la CPEI y la media de las lecturas con la cámara cilíndrica.

El proceso anterior se repitió en diferentes fechas, coincidiendo algunas de ellas con cambios de fuente.

### Resultados y discusión

Se representan las distintas lecturas con la cámara pozo frente a las lecturas con la cámara cilíndrica.

Se observa que la relación entre las lecturas obtenidas con la CPEI y las lecturas con la cámara cilíndrica(cociente) es de carácter lineal. (ver gráfico). Esta relación se mantiene a lo largo del tiempo con una desviación < 1% y es independiente de la identificación y actividad de la fuente de HDR utilizada.



### Conclusiones

Se puede asegurar la estabilidad y el correcto funcionamiento de la CPEI si se mantiene constante la relación establecida entre las medidas realizadas con una cámara de pozo y una cámara cilíndrica en una fuente de Ir-192 de HDR. Por lo tanto, lo descrito anteriormente, constituye un método sencillo y eficaz para detectar posibles fallos o anomalías en la CPEI. Este procedimiento es independiente de la actividad e identidad de la fuente y sirve para garantizar la trazabilidad exigida en el real decreto.

## Validación de una técnica de gating para el tratamiento con radioterapia externa de lesiones afectadas por el movimiento respiratorio

MARTÍNEZ ORTEGA, J. \*, CASTRO TEJERO, P.

Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda.

\* Correspondencia – C-e: Jaime.martinez@salud.madrid.org

**Palabras clave:** gating, movimiento respiratorio, aceptación.

### Introducción

El empleo de técnicas de *gating* para el tratamiento de lesiones en las que está involucrado el movimiento respiratorio puede traer consigo el incremento en la dosis administrada al tumor y la disminución en la dosis recibida por los órganos sanos adyacentes. En el estudio presentado se muestran las medidas llevadas a cabo para la validación de la técnica de *gating* respiratorio mediante el sistema RPM (*Real-time Position Management*) de Varian.

### Material y métodos

El sistema RPM consta de una cámara de infrarrojos y un prisma con dos puntos reflectantes, montados en la sala de un acelerador Varian Clinac 21EX. El montaje experimental se realiza sobre la estructura de un maniquí de IMRT (Scanditronix-Wellhofer) con su interior relleno de bloques de material poliespán, excepto la parte central en la que se coloca varios insertos de poliestireno con uno específico para la colocación de una cámara de ionización pinpoint 3D (PTW). Para simular el movimiento respiratorio, dicha estructura se colocó sobre una plataforma plana que permite realizar movimientos periódicos (movimiento armónico simple) con diferentes amplitudes y velocidades de movimiento. Previo a las medidas, se realizó un TC de simulación con la misma configuración de maniquí, excepto el inserto de la cámara que se sustituyó por otro de poliestireno. A continuación se llevó a cabo una planificación dosimétrica considerando una lesión circular de diámetro 2,5 cm cuyo centro se hizo coincidir con el que luego sería el centro de la cámara. La planificación consiste en 4 campos en caja con conformación a la lesión con un margen de 0,8 cm, cuya distribución de dosis es calculada con un algoritmo de *Superposition* (XiO versión 4.60.00) (Figura 1).



Figura 1. Imágenes TC del maniquí construido.

Se realizan varias medidas en las que se varía la amplitud y la velocidad de movimiento:  $\pm 2,0$  cm, de forma que la lesión queda fuera del campo de tratamiento y  $\pm 1,0$  cm. La ventana de irradiación se escogió durante la fase de espiración con un ancho de un 10% de la amplitud de movimiento. La medida de dosis absorbida recogida por la cámara situada en el alojamiento dentro del maniquí es comparada con la dosis proporcionada por el planificador.

### Resultados y discusión

A partir de los resultados obtenidos podemos señalar que no existen discrepancias importantes entre la dosis calculada por el planificador y la administrada por el acelerador cuando éste trabaja en modo *gating* a través del sistema RPM.

	Velocidad (rpm)	Amplitud (cm)		Intervalo entre respiraciones (s)
		$\pm 1$	$\pm 2$	
	10	0,2%	0,1%	6
	15	0,4%	0,2%	4
	20	0,2%	0,4%	3
	25	0,4%	0,4%	2,4
	30	0,4%	0,4%	2

### Conclusiones

Las medidas presentadas en este estudio indican que la técnica de *gating* respiratorio mediante el dispositivo RPM de Varian resulta ser un sistema fiable y eficaz para la realización de tratamientos con radioterapia externa 3D.

## Atenuación de elementos externos al cálculo en el sistema frameless de radiocirugía de varian (ZMED)

MARTÍNEZ ORTEGA, J.\*, ORDÓÑEZ MÁRQUEZ, J., MOLINA LÓPEZ, Y.  
Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda.

\* Correspondencia – C-e: Jaime.martinez@salud.madrid.org

**Palabras clave:** radiocirugía, frameless, Zmed, FastPlan, colimadores cónicos.

### Introducción

El sistema *frameless* Zmed, comercializado por Varian, se basa en la detección por infrarrojos de un localizador con esferas reflectantes que va fijado, mediante un molde dental, a la cabeza del paciente<sup>1-3</sup>. El sistema de soporte de la máscara (Figura 1) consiste en una plataforma voladiza que se fija sobre el extremo de la mesa, dejando la cabeza del paciente fuera de la mesa de tratamiento. Dicha plataforma permite giros alrededor de dos ejes, lo que añadido al giro isocéntrico de la mesa, le confiere 6 grados de libertad al sistema. Este voladizo tiene una barra de material plástico en la parte posterior que le proporciona la estabilidad mecánica necesaria durante el tratamiento. En el interior de la sala existe un indicador que en tiempo real muestra las traslaciones y rotaciones a realizar para localizar el isocentro a partir la posición actual del paciente.

Sin embargo, el TC de simulación se ha de realizar sin este soporte voladizo. Por tanto, existe una diferencia de absorción entre este soporte usado en el TC y el que se utiliza en tratamiento.

En este trabajo se han estudiado las diferencias dosimétricas que se encontrarían si un arco de radiocirugía atravesara la barra de material plástico del voladizo usado durante el tratamiento, principal diferencia entre ambos soportes.

### Material y métodos

Se realizó un TC al maniquí cúbico ImRT de IBA, en las mismas condiciones que se adquiere para un paciente. Posteriormente, se calcularon con FastPlan, con matriz de 1 mm, las dosis teóricas en el isocentro para distintas longitudes de arco, comenzando todos a 180°; de forma que el haz de tratamiento tenga que atravesar la barra plástica del voladizo. Se empleó un isocentro en el centro del cubo y otro lateralizado 5 cm respecto del centro.

A continuación, se midió la dosis en condiciones reales con electrómetro IBA Dose1 y cámara de ionización CC01, del mismo fabricante.

Se repitió el proceso para tres tamaños de colimador cónico de distintos radios: 12 mm, 20 mm y 30 mm.

### Resultados y discusión

Los resultados obtenidos se exponen en la Tabla 1. Se observa que la atenuación debida a la barra provoca serias desviaciones respecto de las dosis calculadas.

En función de la longitud del arco, las desviaciones son mayores para recorridos más cortos. Este hecho se debe a que la barra provoca mayor perturbación al estar el haz más tiempo atravesándola.

En cuanto al tamaño de colimador, la influencia de la barra es mayor para tamaños menores del cono, pues son más las incidencias en las cuales el haz está completamente atravesando la barra. Con conos mayores, es más probable que haya incidencias en las que la barra cubra sólo parcialmente el campo de tratamiento. En todos los casos, las desviaciones son apreciables.-6,3%

### Conclusiones

Debido a las discrepancias observadas, se debe poner especial cuidado en que ninguno de los campos de tratamiento atraviese la barra del soporte.

### Referencias

- [1] Meeks, S.L., Bova, F.J., Friedman, W.A., Buatti, J.M., Moore, R.D., Mendenhall, W.M. (1998). IRLD-Based Patient Localization for linac radiosurgery. *Int J Radiation Oncology Biol Phys*, 41 (2) 433-39.
- [2] Bova, F.J., Meeks, S.L., Friedman, W.A., Buatti, J.M. (1998) Optic-guided stereotactic radiotherapy. *Medical Dosimetry*, 23 (3) 221-8.
- [3] Meeks, S.L., Bova, F.J., Wagner, T.H., Buatti, J.M., Friedman, M.D., Foote, K.D. Image localization for frameless stereotactic radiotherapy.



**Figura 1.** Detalle del soporte de máscara, donde se señala la presencia de la barra.

**Tabla 1.** Diferencias obtenidas entre dosis medidas frente a dosis calculadas.

Ángulo recorrido (°)	Cono 12 mm		Cono 20 mm		Cono 30 mm	
	Centro	Lateral 5 cm	Centro	Lateral 5 cm	Centro	Lateral 5 cm
90	-4,0%	-6,1%	-3,0%	-4,3%	-2,7%	-5,0%
80	-4,5%	-6,1%	-3,3%	-5,5%	-3,3%	-5,4%
70	-4,7%	-6,7%	-4,1%	-6,1%	-3,5%	-6,4%
60	-5,6%	-7,3%	-4,0%	-7,0%	-4,3%	-7,0%
50	-7,5%	-6,9%	-5,8%	-6,5%	-6,2%	-6,7%
40	-7,4%	-6,6%	-6,0%	-6,1%	-6,1%	-6,5%
30	-7,6%	-5,4%	-6,2%	-6,3%	-6,0%	-6,8%
20	-8,2%	-4,3%	-6,1%	-3,9%	-6,5%	-6,3%

## Utilización de diodos de semiconductor para la dosimetría de la unidad Tomotherapy Hi-Art

HERNÁNDEZ RODRÍGUEZ, J., GARCÍA REPISO, S. \*, MARTÍN RINCÓN, C., RAMOS PACHO, J.A., VERDE VELASCO, J.M., MONTES FUENTES, C., DE SENA ESPINEL, E., GÓMEZ LLORENTE, P.L., FERNÁNDEZ BORDES, M.

Hospital Universitario de Salamanca. Servicio de Radiofísica y P.R.

\* Correspondencia – C-e: radioproteccion.husa@saludcastillayleon.es

**Palabras clave:** tomoterapia, diodo, gold standard, estado de referencia inicial, perfil.

### Introducción

La unidad de radioterapia *TomoTherapy Hi-Art* permite la realización de tratamientos de intensidad modulada de forma helicoidal gracias a su diseño, consistente en un acelerador lineal instalado en un gantry rotatorio en combinación con el desplazamiento longitudinal de la mesa de tratamiento y un colimador multiláminas (MLC) binario.

Las pruebas de aceptación incluyen, entre otros aspectos, la adquisición de un conjunto de datos dosimétricos (perfiles y PDD), para su posterior comparación con un conjunto de medidas de referencia tomadas en fábrica, denominado “gold standard”. Al estar precomisionada desde fábrica, la unidad será aceptada siempre que los datos medidos cumplan el “gold standard” dentro de unas tolerancias prefijadas.

El equipamiento dosimétrico utilizado en la prueba de aceptación es aportado por el fabricante y hasta la fecha se realiza con tanque de agua, cámara, electrómetro y software asociado de la firma *Standard Imaging* y comercializado por *TomoTherapy Inc.* El objetivo del trabajo es comparar las medidas obtenidas con un diodo de semiconductor con el “gold standard”.

### Material y métodos

Como equipamiento dosimétrico se emplea un tanque de agua *MP3-T Therapy Beam Analyzer* y un electrómetro modelo *TANDEM* conectado a un PC con el software de análisis *Mephysto-mc<sup>2</sup>*, todo comercializado por *PTW*, y un diodo de semiconductor tipo P con un diámetro de detección de 2.5 mm y un espesor de detección de 0.50 mm, de la marca *Scanditronix*. Se realizan medidas de PDD así como de perfiles en dirección longitudinal y transversal a tres profundidades, para los tres tamaños de campo comisionados en el sistema de planificación (1 cm x 40 cm, 2,5 cm x 40 cm, 5 cm x 40 cm). Se realiza un análisis gamma comparando cada uno de los perfiles medidos con el “gold standard” utilizado en la prueba de aceptación, obteniéndose entre otros parámetros el porcentaje de puntos con gamma menor que 1, así como histogramas gamma. Además, se determina la anchura a mitad de altura (FWHM) para perfiles longitudinales y la anchura a un cuarto de altura (FWQM) para perfiles transversales, indicadores del tamaño de campo, y se comparan con los valores de referencia del fabricante. En el caso de los PDD, la comparación se realiza obteniendo el valor del cociente punto a punto. A dichas medidas se aplican las tolerancias propuestas por *TomoTherapy*.

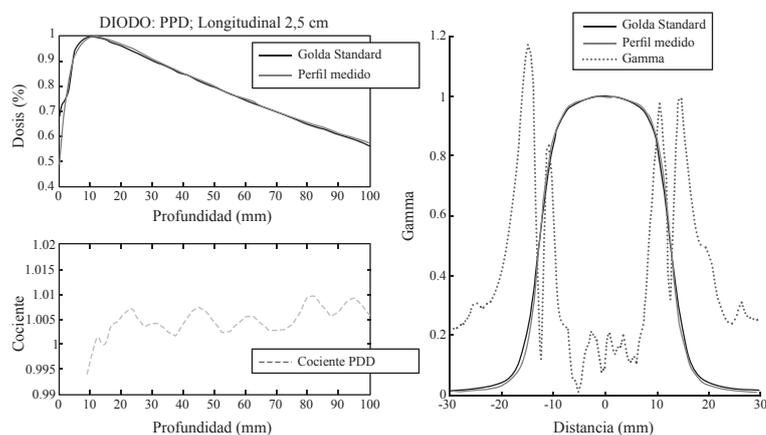
### Resultados y discusión

El porcentaje de puntos con gamma menor que 1 para perfiles longitudinales aumenta al hacerlo el tamaño de campo, estando en torno al 80% para 1 cm, 95% para 2,5 cm y 100% para 5 cm, mientras que en la aceptación el 100% de los puntos analizados tenían un valor de gamma menor que 1 para todos los tamaños de campo. Para los perfiles transversales, este porcentaje varía entre el 75% y el 95% dependiendo del tamaño de campo y de la profundidad. Los puntos con un gamma mayor se localizan en la penumbra de los perfiles comparados. Esta diferencia es debida a la utilización de distintos sistemas de detección (diodo vs. cámara de ionización), que presentan diferencias en la estimación de la dosis en la penumbra de los haces, como está ampliamente estudiado en la bibliografía .

El FWHM se encuentra dentro de tolerancias (1% del valor de referencia), excepto para el campo de 1 cm, donde las diferencias son algo mayores. Los valores de FWQM se encuentran dentro de tolerancias para todos los perfiles transversales analizados. En cuanto a los PDD, el cociente punto a punto no supera el rango del  $\pm 2\%$  permitido. En la figura adjunta se muestra el cociente del PDD medido respecto al de referencia para el tamaño de campo de 2,5 cm, junto al valor del índice gamma para la comparación del perfil longitudinal medido a 15 mm de profundidad con su correspondiente del “gold standard” para dicho tamaño de campo.

### Conclusiones

Del análisis del conjunto de datos dosimétricos contrastados, se deduce que el diodo no cumple las tolerancias establecidas por *TomoTherapy* al comparar con su “gold standard”. La utilización de este detector para la realización de medidas dosimétricas requiere el establecimiento de un estado de referencia inicial independiente del “gold standard”.



## Estudio de la respuesta temporal del monitor Inovision 451 P

VERDE VELASCO, J.M., RAMOS PACHO, J.A., GÓMEZ LLORENTE, P.L.\* , HERNÁNDEZ RODRÍGUEZ, J., GARCÍA REPISO, S., MARTÍN RINCÓN, C., MONTES FUENTES, C., DE SENA ESPINEL, E., MARTÍN NÚÑEZ, J., GÓMEZ LLORENTE, P., FERNÁNDEZ BORDES, M.  
Hospital Universitario de Salamanca. Servicio de Radiofísica y P.R.

\* Correspondencia – C-e: radioproteccion.husa@saludcastillayleon.es

**Palabras clave:** tiempo de equilibrio, tiempo muerto, niveles de radiación, tiempo de disparo, controles de calidad.

### Introducción

Los monitores de radiación utilizados habitualmente en la medida de los niveles de radiación en puestos de trabajo y lugares accesibles al público precisan de tiempos largos de exposición con rayos X, superiores a 2 segundos.

Muchos equipos de rayos X no permiten realizar exposiciones tan largas y, en cualquier caso, parece desaconsejable someter a los mismos a una carga tan elevada.

### Material y métodos

En el presente trabajo se realiza una carta de la respuesta en tasa de dosis equivalente de un equipo de medida VICTOREEN INOVISION 451 P en función del tiempo de disparo con los siguientes objetivos

1. Verificar el tiempo mínimo necesario para que la respuesta se acerque a la real
2. Comprobar la independencia de la relación señal/tiempo con la tensión e intensidad de disparo
3. Permitir obtener un factor por el que corregir la señal en exposiciones cortas

Se emplea un equipo rayos X en el cual se ha comprobado previamente que se encontraba en condiciones adecuadas de linealidad y reproducibilidad en sus disparos, se realizan medidas de tasa de dosis en condiciones similares a las empleadas en medidas de radiación dispersa en los controles de calidad de las salas de radiodiagnóstico, realizando series de disparos de diversa duración, entre las pocas centésimas de segundo y varios segundos, y realizando series similares para distintos kilovoltajes pico (60, 80 y 100kV) que recorren el rango habitual empleado en radiodiagnóstico, y distintas intensidades de corriente (para discriminar los efectos causados por el ajuste temporal de los causados por las distintas cargas en el disparo).

Así mismo se mide simultáneamente en varios de estos disparos empleando un monitor modelo Babyline.

### Resultados y discusión

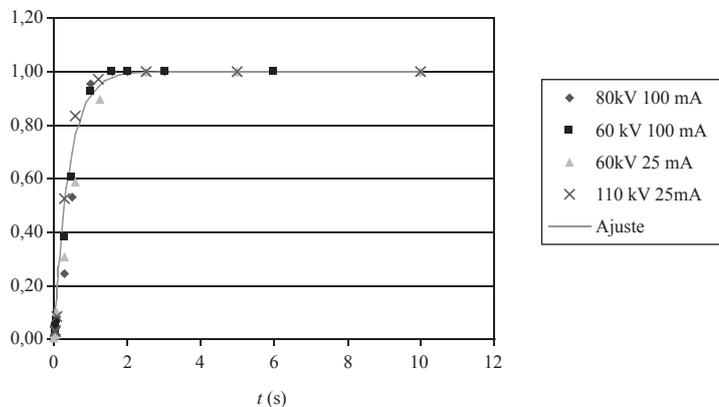
Analizando las medidas obtenidas se pone de manifiesto que la curva tasa de dosis medida normalizada al valor de saturación /tiempo, como puede verse en la gráfica, no tiene dependencia con el kVp seleccionado en el tubo de rayos X ni con la intensidad de corriente empleada, observándose solamente una dependencia temporal.

Esta dependencia temporal se puede ajustar a una forma funcional apropiada del tipo  $1 - e^{-\gamma t}$  y se puede comprobar que la dispersión de las medidas realizadas respecto de la curva de ajuste es pequeña, bastante menor que los errores con los que se suele trabajar en el control de instalaciones de radiodiagnóstico.

Considerando todo esto, sería posible relacionar una medida realizada con una irradiación de una duración insuficiente como para que se establezca la medida del monitor, con el valor de tasa que se obtendría con una irradiación con la misma tasa de dosis (mismo kilovoltaje pico y misma intensidad de corriente) y duración suficiente para que estabilizara (y por tanto con la que se obtendría la tasa de dosis real en el monitor) empleando esta función, con una precisión suficiente para los usos habituales del monitor

### Conclusiones

A la vista de los resultados obtenidos proponemos una curva de ajuste en función de la duración de la irradiación que permitiría obtener medidas fiables empleando el Inovision 451P con irradiaciones de duración considerablemente menor que las marcadas por las condiciones óptimas de funcionamiento.



## Determinación del estado de referencia inicial de la unidad tomotherapy hi-art con equipamiento ionométrico de PTW

GARCÍA REPISO, S.\* , HERNÁNDEZ RODRÍGUEZ, J., MARTÍN RINCÓN, C., VERDE VELASCO, J.M., RAMOS PACHO, J.A., MONTES FUENTES, C., DE SENA ESPINEL, E., GÓMEZ LLORENTE, P.L., FERNÁNDEZ BORDES, M.

Hospital Universitario de Salamanca. Servicio de Radiofísica y P.R.

\* Correspondencia – C-e: radioproteccion.husa@saludcastillayleon.es

**Palabras clave:** tomoterapia, estado de referencia inicial, gold standard, perfiles, índice gamma.

### Introducción

En el año 2010 se ha instalado en nuestro centro una unidad de radiación *TomoTherapy Hi-Art*. Antes del uso clínico de la unidad, el Servicio de Radiofísica junto con un representante de *TomoTherapy Inc.*, realiza una prueba de aceptación para verificar que la máquina se encuentra dentro de las especificaciones del fabricante.

Debido a su particular diseño, sus características de radiación difieren del resto de unidades de tratamiento convencionales, así como su aceptación dosimétrica, puesto que la unidad viene precomisionada desde fábrica, donde se han tomado una serie de medidas, denominadas “gold standard”, que son las especificaciones técnicas del fabricante.

El equipamiento con el que se realiza la medida de perfiles y PDD en agua durante la prueba de aceptación es el que emplea el fabricante en la puesta en marcha de todas sus unidades hasta la fecha, esto es, cámaras, tanque de agua, electrómetro y software asociado fabricadas por *Standard Imaging* y comercializadas por *TomoTherapy Inc.* Se verifica que las medidas coinciden, dentro de unas tolerancias, con el “gold standard”. Si existieran diferencias importantes, la máquina se ajusta *in situ* para que reproduzca el “gold standard” dentro de unas tolerancias determinadas.

Desde hace tres años, *TomoTherapy Inc.* tiene un acuerdo comercial con la empresa PTW, por lo que se dispone de un “gold standard” establecido con el equipamiento de esta última. Dada la disponibilidad en nuestro centro de equipamiento de PTW, el objetivo del trabajo es validarlo para establecer el estado de referencia inicial de la unidad, mediante el análisis de las diferencias entre los datos medidos y los de referencia, según las tolerancias establecidas por *TomoTherapy*.

### Material y métodos

El equipamiento de PTW consiste en un tanque de agua *MP3-T Therapy Beam Analyzer*, electrómetro modelo *TANDEM* conectado a un PC con el software de análisis *Mephysto-mc<sup>2</sup>*, y cámara de ionización *PinPoint<sup>®</sup> 31015 (PTW)* con un volumen sensible de 0.015 cm<sup>3</sup>.

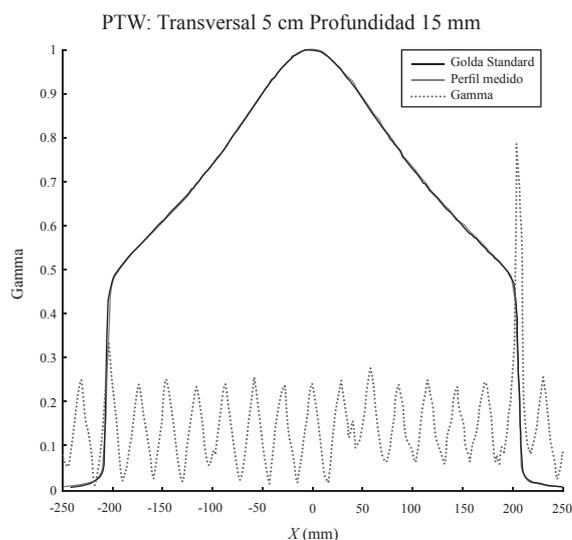
Se realizan medidas de PDD así como de perfiles en dirección longitudinal y transversal a cinco profundidades, para los tres tamaños de campo comisionados en el sistema de planificación (1 cm x 40 cm, 2,5 cm x 40 cm, 5 cm x 40 cm). Se realiza un análisis gamma comparando cada uno de los perfiles medidos con su correspondiente del “gold standard”, obteniéndose entre otros parámetros el porcentaje de puntos con gamma menor que 1, así como histogramas gamma. Además, se determina la anchura a mitad de altura (FWHM) para perfiles longitudinales y la anchura a un cuarto de altura (FWQM) para perfiles transversales, indicadores del tamaño de campo, y se comparan con los valores de referencia del fabricante. En el caso de los PDD, la comparación se realiza obteniendo el valor del cociente punto a punto.

### Resultados y discusión

El acuerdo de los perfiles experimentales con los de referencia se encuentra dentro de especificaciones. El porcentaje de puntos con gamma menor que 1 es superior al 95% en la mayor parte de los perfiles comparados. En la figura adjunta se muestra un ejemplo para el perfil longitudinal medido a la profundidad de 15 mm para el tamaño de campo de 5 cm x 40 cm. Las diferencias de los valores de FWHM en perfiles longitudinales son menores del 1% excepto para el tamaño de campo de 1 cm, puesto que para este campo resulta especialmente crítico el posicionamiento del detector. El FWQM en perfiles transversales se encuentra dentro de tolerancias en todos los casos. Respecto a la comparación de PDD, todos los cocientes analizados están dentro del  $\pm 2\%$ .

### Conclusiones

Las medidas realizadas con el equipamiento de *PTW* han mostrado un buen acuerdo con su “gold standard”, al igual que las realizadas con el equipamiento de *Standard Imaging* en la prueba de aceptación. Esto permite poder utilizar con garantías el equipamiento de *PTW* para la determinación del estado de referencia y para las pruebas de control de calidad de la unidad *TomoTherapy Hi-Art*.





## Implementación de la norma ISO 28218 en el sistema de calidad del laboratorio del contador de radiactividad corporal del CIEMAT

NAVARRO AMARO, J.F.\*, PÉREZ LÓPEZ, B., LÓPEZ PONTE, M.A., PÉREZ JIMÉNEZ, C.

Unidad de Dosimetría de Radiaciones. Dpto. Medio Ambiente (CIEMAT).

\* Correspondencia – C-e: Jf.navarro@ciemat.es

**Palabras clave:** calidad, acreditación, medida in vivo, espectrometría gamma, dosimetría interna.

### Introducción

El laboratorio del Contador de Radiactividad Corporal está embarcado en un proceso de adaptación de su metodología de trabajo y aseguramiento de la calidad, a los requisitos técnicos y de gestión que se le exigen para obtener la acreditación ENAC según la norma ISO/IEC 17025 como laboratorio de ensayo y calibración. Para llevar a cabo este proceso el laboratorio debe tener definidos los criterios de calidad que se establecen en los diferentes tipos de ensayo que tiene implementados. La norma ISO 28218 “Performance Criteria for Radiobioassay” aprobada en el mes de agosto de 2010 y que sustituye a la norma ISO 12790-1 (2001), establece criterios de control de calidad y evaluación del rendimiento que son específicos de laboratorios de calibración y medida de la contaminación interna en el organismo humano. En este trabajo se describe cual ha sido la metodología seguida para implantar los requisitos de la norma ISO 28218 en los diferentes tipos de ensayo definidos en el laboratorio.

### Material y métodos

El laboratorio del Contador de Radiactividad Corporal del Ciemat tiene implementados diferentes tipos de ensayo para la medida directa de la contaminación interna debida a la incorporación de radionucleidos emisores de radiación X y/o gamma depositados en el organismo humano, ya sea en el cuerpo entero o en órganos específicos. Para la evaluación cualitativa y cuantitativa de la contaminación interna, se utiliza el software de espectrometría ABACOS 2000 en entorno Genie 2000 desarrollado por Canberra Inc. La implantación de la norma ISO 28218 ha supuesto realizar cambios en los procedimientos técnicos del laboratorio así como en el software de espectrometría con objeto de aplicar los criterios de calidad definidos.

### Resultados y discusión

Una de las principales novedades que presenta la norma ISO 28218 es que para el cálculo de la sensibilidad de las técnicas de medida, se utilizan los parámetros “Límite de Detección” y “Umbral de decisión”, y deja de aplicarse el parámetro “Actividad Mínima Detectable” que se utilizaba en la norma ISO 12790-1 y en la Norma ANSI13.30. El Laboratorio del CRC ha realizado los cálculos de la sensibilidad de sus técnicas de medida de acuerdo a estos nuevos parámetros para los radionucleidos emisores x y/o gamma de interés en los programas de vigilancia definidos por el Servicio de Dosimetría Personal Interna del Ciemat. Los valores calculados son valores promedio de medidas de personas blanco representativas para cada una de las técnicas, mediante el software de espectrometría gamma ABACOS 2000 - Genie 2000 de Canberra Inc. Esta metodología se apoya en el Informe técnico Ciemat “Umbral de Decisión y Límite de Detección en Medidas Espectrométricas. Parte 1: Aplicación a la Espectrometría gamma (Pérez C, Gascó C, López M<sup>a</sup>.A.). En este informe se demuestra la utilidad de dicho software para realizar estos cálculos ya que sigue una metodología similar a la definida en la norma ISO 28218. En cuanto a los demás criterios de calidad definidos en la norma, la implantación ha sido inmediata pues ya se venían aplicando y solo se han tenido que adaptar al nuevo estándar. En los controles de calidad internos del laboratorio (verificaciones periódicas de las calibraciones), se ha requerido la redefinición de los parámetros de exactitud (Bias relativo) y precisión (condiciones de repetibilidad) y sus criterios de aceptación y rechazo conformes a la nueva norma. En cuanto a la participación en ejercicios de intercomparación como método de control de calidad externo, el laboratorio del CRC participa en ejercicios de intercomparación organizados por el IRSN (Instituto de Radioprotection et Sûreté Nucleaire) en los que se analizan todas las técnicas de medida implementadas en el laboratorio con una periodicidad de 3 años.

### Conclusiones

El laboratorio del contador de radiactividad corporal ha implantado la norma ISO 28218 “Performance Criteria for Radiobioassay” en todas sus técnicas de medida In Vivo de la contaminación interna en organismo humano, dentro de los programas de vigilancia definidos por el Servicio de Dosimetría Personal Interna del Ciemat. La aplicación de esta norma en el sistema de calidad del laboratorio, es fundamental para cumplir los requisitos técnicos de la norma ISO/IEC 17025 con el fin de obtener la acreditación ENAC como laboratorio de ensayo y calibración dentro del marco de la acreditación del Servicio de Dosimetría de Radiaciones del CIEMAT.

## Caracterización de dosímetros termoluminiscentes ultra-finos LiF:Mg,Cu,P (MCP-Ns) para su uso en radioterapia y aplicación práctica

BUENO, M.<sup>1,\*</sup>, DUCH, M.A.<sup>1</sup>, CARRASCO, P.<sup>2</sup>, JORNET, N.<sup>2</sup>, GINJAUME, M.<sup>1</sup>, RIBAS, M.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Dept. Dosimetría y Radiofísica Médica, Instituto de Técnicas Energéticas, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona.

<sup>2</sup> Dept. Radiofísica y Radioprotección, Hospital de la Santa Creu i de Sant Pau, Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: marta.bueno@upc.edu

**Palabras clave:** radioterapia, heterogeneidades, hueso, TLD, Monte Carlo.

### Introducción

En el ámbito de la radioterapia, son diversas las situaciones en que la determinación experimental de la dosis absorbida resulta compleja; para haces de fotones, la medida de la dosis en una zona caracterizada por un alto gradiente de dosis, o en un material muy distinto al agua en cuanto a número atómico y densidad, exigen el uso de un detector suficientemente pequeño que nos proporcione un valor realista de dicha magnitud. A priori, los dosímetros termoluminiscentes (TLD) resultarían adecuados en este tipo de situaciones. Así, el objetivo de este trabajo es (i) estudiar por primera vez el comportamiento de los TLD LiF:Mg,Cu,P ultra finos para haces de radiación de mega-voltaje (MV) y (ii) aplicarlos a un caso práctico donde puedan verse reflejadas las posibles ventajas frente a los dosímetros de grosor estándar.

### Material y métodos

Los TLD ultra finos LiF:Mg,Cu,P (MCP-Ns de TLD Poland – chips cilíndricos de  $\varnothing=4.5$  mm, capa activa de  $\sim 0.05$  mm de grosor sobre sustrato inerte de  $\sim 0.83$  mm) se han caracterizado para haces de MV: fotones de energías 6 y 15 MV, y electrones de 6, 9, 12, 16 y 20 MeV, generados por un acelerador lineal Varian Clinac 2100C/D. Se han estudiado (i) la dependencia energética para las energías mencionadas, (ii) la linealidad en el rango de dosis absorbida 0.2 – 10 Gy para haces de fotones, y (iii) la reproducibilidad de los resultados. Los dosímetros han sido irradiados en el seno de un maniquí de agua plástica ( $PW$ )<sup>TM</sup> de dimensiones 30x30x20 cm, a la profundidad de referencia (10 cm) en el caso de los haces de fotones, y a la profundidad de dosis máxima en el caso de los haces de electrones. Se han empleado nueve dosímetros en cada irradiación. Una vez caracterizados, los detectores se han empleado para la determinación de la dosis en hueso. Las curvas de distribución de dosis en función de la profundidad (PDD) para los haces de fotones, se han determinado experimentalmente en el seno del maniquí de  $PW$ <sup>TM</sup> con una heterogeneidad de material equivalente a hueso cortical (CIRS), según la siguiente configuración:  $PW$  (5 cm) – hueso (5 cm) –  $PW$  (10 cm). Las medidas experimentales se han contrastado con el cálculo de la curva PDD por simulación Monte Carlo (MC) con el código PENELOPE en el maniquí descrito. Dado que los detectores se han calibrado con una cámara de ionización siguiendo los protocolos establecidos, éstos proporcionan la dosis absorbida en el maniquí en términos de dosis en agua; en cambio, el cómputo MC proporciona directamente la dosis en el medio. Por tanto, a fin de poder llevar a cabo la comparación, las lecturas experimentales de los dosímetros se han expresado en términos de dosis absorbida en hueso en dicha región del maniquí, tras aplicar el correspondiente cociente de poderes de frenado máxicos  $s_{\text{hueso,agua}}$  derivado de la conocida expresión de Bragg-Gray. Finalmente, a modo de ejercicio, se han empleado análogamente los TLD de grosor estándar LiF:Mg,Ti (TLD-700 Harshaw de 0.9 mm de grosor) con la finalidad de poner de manifiesto posibles diferencias entre ambos sistemas de medida.

### Resultados y discusión

Los resultados tanto experimentales como de simulación, han sido obtenidos con una incertidumbre estadística  $\sim 2\%$  en todos los casos ( $k=1$ ). La respuesta energética para los distintos haces de fotones y electrones seleccionados, está dentro del 2.5% respecto a la energía de 6 MV y 6 MeV, respectivamente. Asimismo, los TLD MCP-Ns muestran una respuesta lineal con la dosis en todo el rango estudiado, para ambas energías de haces fotónicos (función de mérito del ajuste lineal inferior al 2%). La reproducibilidad tras 23 ciclos sucesivos de borrado-irradiación-lectura varía en promedio alrededor de un 2.5%, presentando variaciones máxicas de hasta el 10%. En cuanto a su aplicación práctica, los detectores MCP-Ns tienden a subestimar la dosis absorbida en hueso en un 3% (valor promedio), mientras que las medidas en  $PW$  concuerdan con la curva MC (diferencias  $< 2\%$ ). En la región equivalente a hueso, los detectores TLD-700 subestiman la dosis absorbida en un 6% (valor promedio), presentando discrepancias máxicas respecto al cálculo MC de hasta un 10% en las interfases. Este resultado indica que para medios como el hueso, de densidad y número atómico efectivo bien distintos al agua, los detectores de grosor estándar empleados habitualmente en radioterapia no pueden considerarse como una cavidad pequeña y producen una perturbación apreciable. En el caso de los detectores ultra-finos, dicho efecto es considerablemente menor, si bien no nulo ya que no debe olvidarse que la capa activa se encuentra sobre un sustrato.

### Conclusiones

Los dosímetros MCP-Ns no presentan una dependencia energética significativa para los haces estudiados. Asimismo, su respuesta es lineal con la dosis para un amplio rango de dosis absorbida (0.2-10Gy). No obstante, no presentan un comportamiento muy reproducible, lo cual debe tenerse en cuenta en su uso práctico. Comparados con los TLD de grosor estándar, los dosímetros ultra finos MCP-Ns ofrecen mejores resultados en la determinación de la dosis en hueso. A pesar de ello, estos detectores siguen perturbando, aunque débilmente, el espectro de fluencia de electrones en el hueso por lo que las medidas deberán ser corregidas tras cuantificarse dicha alteración.



## Verificación de distribuciones de dosis de campos de intensidad modulada con un dispositivo de imagen portal

PÉREZ MORENO, J.M.\*, FERNÁNDEZ LETÓN, P., ZUCCA APARICIO, D., GARCÍA RUIZ-ZORRILLA, J., MIÑAMBRES MORO, A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Madrid Sanchinarro - Grupo Hospital de Madrid, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: jmperez@hospitaldemadrid.com

**Palabras clave:** IMRT, verificación, dosis absorbida, EPID, kernel, deconvolución.

### Introducción

Los dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID) son empleados para la verificación del posicionamiento de pacientes. Sin embargo, la resolución espacial que presentan los convierten en una herramienta interesante para la medida de fluencias de campos de irradiación con altos gradientes de dosis. Se ha desarrollado un método para convertir las imágenes adquiridas por el EPID durante la irradiación de un campo de tratamiento en una distribución de dosis absorbida en agua a 5 cm de profundidad y distancia fuente superficie (DFS) 95 cm.

### Material y métodos

Se han empleado dos aceleradores Siemens Oncor Expression con colimador de 160 láminas de 0,5 cm de anchura en el isocentro, equipados con el sistema de imagen portal OptiVue 1000S. El detector tiene un área activa cuadrada de 40,9 cm de lado, que permite adquirir imágenes de 1024x1024 píxeles con una profundidad de 16 bits.

La imagen obtenida en cada adquisición es una matriz de valores promediados a lo largo de todos los subframes leídos durante la adquisición. El sistema de adquisición realiza correcciones a la imagen adquirida debida a la falta de uniformidad de respuesta de la matriz de fotodiodos del detector; corrección de los píxeles inactivos o píxeles muertos; corrección por la corriente de fuga. Se han realizado medidas de dosis en puntos con cámaras tipo Farmer PTW 30013, tipo Semiflex PTW 31010 y tipo Pin-Point PTW 31014. Las medidas de distribuciones de dosis se han llevado a cabo con diodo PTW 60008, matriz unidimensional de cámaras líquidas LA48 y con una matriz bidimensional de cámaras PTW Seven29.

La imagen obtenida por un EPID no es una distribución de dosis, pues el comportamiento de la radiación en sus diferentes capas de componentes difiere del comportamiento de la radiación en agua. Además, la imagen del EPID es generada tras convertir la radiación de megavoltaje en luz, que sufre dispersión a lo largo del propio cristal en el que se genera. Por ello no puede establecerse una simple curva de calibración de imagen a dosis.

Se ha desarrollado un método basado en la deconvolución de la imagen obtenida por el EPID por la función de dispersión puntual del sistema de imagen portal. La fluencia así obtenida se convoluciona con un kernel de deposición de dosis para obtener la distribución de dosis a 5 cm de profundidad y DFS de 95 cm. Además se deshace las correcciones que introduce el sistema por uniformidad y se consideran los fenómenos de “ghosting” y persistencia en la imagen de irradiaciones anteriores. La señal se convierte a dosis absorbida en agua a partir de la medida previa de un campo de 10 x 10 cm x cm.

$$D_{5cm}(x,y) = c_F^{-1} \cdot G(t_{rad})^{-1} \cdot \{[(G_{raw}(x,y) \cdot BP(x,y))] \otimes^{-1} k_G\} \otimes k_D$$

donde:

$c_F$ : factor de calibración valor de señal/cGy del EPID.

$G(t_{rad})$ : factor de corrección por ghosting, función del tiempo de irradiación  $t_{rad}$ .

$G_{raw}(x,y)$ : imagen obtenida del sistema de imagen portal.

$BP(x,y)$ : inversa de la corrección de uniformidad y sensibilidad que introduce el sistema de imagen portal.

$k_G$ : kernel de dispersión de la radiación en el EPID.

$k_D$ : kernel de deposición de dosis 5 cm de profundidad.

Se ha comprobado la bondad del modelo midiendo campos abiertos cuadrados de 5x5, 10x10 y 20x20 cm<sup>2</sup>; rectangulares 14x10, 10x20, 20x10, 10x6 y 6x10 cm<sup>2</sup>; 20x20 cm<sup>2</sup> con cuña dinámicas y campos de IMRT.

### Resultados y Discusión

La diferencia entre dosis medida con cámara de ionización y la determinada a partir del sistema de imagen portal para campos abiertos es de -0,3±0,9%. La máxima diferencia observada es de un 1,5% para el campo de 20x20 cmxcm con cuña dinámica de 60°.

Se ha evaluado el porcentaje de puntos que cumplen g<1 empleado dos criterios de comparación: 2% -2 mm y 3% -3 mm. En la tabla se resumen los valores obtenidos para una muestra de 15 campos de tratamientos utilizados clínicamente.

EPID-TPS		EPID-2D Array	
2%-2 mm	3%-3 mm	2%-2 mm	3%-3 mm
91,9±1,7%	98,0±0,6%	91,0±3%	97,4±1,5%

### Conclusiones

La caracterización de las propiedades de dispersión del EPID puede llevarse a cabo de forma sencilla a través de la medida de una serie de campos. a partir del método propuesto y las medidas descritas, puede construirse un modelo analítico que permite el procesamiento rápido de las imágenes obtenidas en formato DICOM con el software de adquisición de imágenes portales. Este procesamiento permite medir de forma precisa y con una elevada resolución espacial distribuciones de dosis de campos IMRT en un plano perpendicular al eje del haz, con un sencillo montaje experimental y para cualquier ángulo del brazo de la unidad de tratamiento.

## Determinación de tolerancias en el posicionamiento de la mesa de tratamiento a partir de un sistema de imagen guiada

PÉREZ MORENO, J.M. \*, ZUCCA APARICIO, D., FERNÁNDEZ LETÓN, P., GARCÍA RUIZ-ZORRILLA, J., MIÑAMBRES MORO, A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Madrid Sanchinarro - Grupo Hospital de Madrid.

\* Correspondencia – C-e: jmperez@hospitaldemadrid.com

**Palabras clave:** mesa de tratamiento, tabla de tolerancias, IGRT, Cone Beam, indexación, inmovilización.

### Introducción

El empleo de técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT) tiene como objetivo reducir las incertidumbres asociadas al posicionamiento del paciente. Una de las técnicas con mayor desarrollo reciente es la del cone beam CT (CBCT), consistente en la adquisición de imágenes volumétricas del paciente mediante un detector integrado en el acelerador lineal. Mediante un análisis de los resultados obtenidos en todas las sesiones de tratamiento de todos los pacientes en las que el posicionamiento ha sido llevado a cabo con el sistema de imagen guiada MV CBCT, se han determinado tablas de tolerancias para las coordenadas traslacionales de la mesa de tratamiento en función de la patología y del sistema de inmovilización empleado.

### Material y métodos

En nuestro centro disponemos de sistemas de inmovilización de MEDTEC. Se trata de inmovilizadores de fibra de carbono, diseñados para atenuar la radiación lo menos posible y que permiten el reposicionamiento de los pacientes en la unidad de tratamiento de la misma forma a como se llevó a cabo la simulación del tratamiento. Además, permiten la indexación en la mesa de tratamiento en posiciones fijas, de modo que permiten que también sea reproducible la posición de la mesa de tratamiento a lo largo de todas las sesiones.

El protocolo de corrección offline de errores sistemáticos de posicionamiento se basa en la adquisición de un CBCT antes de la administración de la sesión de tratamiento, durante las primeras sesiones. El error se determina a partir de la fusión de las imágenes de CBCT con las del CT de planificación.

Siempre que se ha posicionado un paciente empleando el sistema de imagen guiada se han archivado las correcciones determinadas tras el registro de las imágenes y las coordenadas de la mesa de tratamiento tras la corrección, además de los datos relativos al paciente, patología y localización.

Mediante el análisis de todos los CBCT, independientemente del protocolo de posicionamiento, se han determinado para cada localización las variaciones en las posiciones de la mesa de tratamiento para cada paciente  $i$   $\sigma_i$ . El promedio de  $\sigma_i$  para todos los pacientes de una misma localización, y por tanto inmovilizador,  $M(\sigma_i)$  nos dará una estimación de la variabilidad de la posición de la mesa de tratamiento cuando un paciente esté posicionado de forma precisa empleando un determinado inmovilizador. De esta forma podemos establecer un valor de tolerancia en función del sistema de inmovilización para las coordenadas vertical, lateral y longitudinal de la mesa de tratamiento y habilitar su comprobación en el sistema de registro y verificación. Este valor de tolerancia se ha determinado como el producto de  $M(\sigma_i)$  por el factor necesario para abarcar 99% de la distribución

### Resultados y discusión

En la siguiente tabla se resumen las tolerancias encontradas en las coordenadas traslacionales para las diferentes patologías, según el inmovilizador empleado:

Localización	Vertical (cm)	Lateral (cm)	Longitudinal (cm)
abdomen	0.8	3.0	1.7
pelvis	0.7	2.5	2.2
tórax	0.6	2.5	2.0
ORL	0.6	1.2	1.1

Para ello se han evaluado de 3647 cone beam, correspondientes a otras tantas sesiones de tratamiento en las que el posicionamiento se ha llevado a cabo con esta técnica de IGRT, distribuidos como sigue: abdomen 726, tórax 724, pelvis 1538 y cabeza y cuello 659.

### Conclusiones

La determinación de unas tablas de tolerancias para las coordenadas traslacionales de la mesa de tratamiento y la habilitación de su comprobación en la red de registro y verificación suponen un elemento más de seguridad para todos los pacientes, eliminando posibles errores humanos bien en la colocación del paciente, o bien en los desplazamientos desde la posición de colocación-alineación hasta la posición de tratamiento.

## Caracterización dosimétrica de un colimador micromultiláminas

FERRER GRACIA, C.\*, BERTOLIN RICART, E., YANGUAS GARRIDO, E., FONT GÓMEZ, J.A.

Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Miguel Servet. Zaragoza.

\* Correspondencia – C-e: cferrer@gmail.com

**Palabras clave:** colimador micromultiláminas, radiocirugía estereotáctica, dosimetría, penumbra, transmisión, grafchromic.

### Introducción

Los colimadores micromultiláminas (MMLC) permiten el empleo de campos altamente conformados, con una resolución espacial superior a la conseguida con los colimadores multiláminas instalados en la cabeza del acelerador. Esto está especialmente indicado para el tratamiento de pequeños volúmenes en técnicas como la radiocirugía estereotáctica. En este estudio se presentan las características dosimétricas básicas de un modelo de MMLC incorporado en la cabeza de un acelerador, tales como los factores de campo, penumbra, precisión en el tamaño de campo y transmisión/fugas, para su implementación en un programa planificador y su utilización en tratamientos de radiocirugía estereotáctica conformada y de campo fijo.

### Material y métodos

Los datos se han obtenido instalando en la cabeza de un acelerador Siemens Oncor Impression (Siemens AG, Erlangen, Germany) el MMLC (Siemens Moduleaf), con 40 pares de láminas de tungsteno y una proyección en el isocentro de 2,5 mm de ancho. El tamaño máximo de campo es 12 cm x 10 cm. Cada banco de láminas puede cruzar el eje central 5,5 cm. Las medidas de distribución de dosis, penumbra efectiva y factores de campo se han realizado con una cámara PTW 31010 de volumen sensible 0,125 cm<sup>3</sup>, completándose estas últimas con medidas realizadas con las cámaras PTW 31014 (PinPoint), PTW 60008 (diodo de fotones), y PTW 60012 (diodo de electrones) para su comparación. Los factores de campo Sc se han medido tomando el campo 10 cm x 10 cm dado por el MMLC como referencia. El tamaño de campo fijado por el acelerador se mantuvo en 12 cm x 10 cm.

La transmisión y fugas, precisión en el tamaño de campo y penumbra con diferentes configuraciones de campo se han realizado con película Grafchromic RTQA2 siguiendo las recomendaciones del informe TG55 de la AAPM (American Association of Physicists in Medicine). Las películas se han leído en un escáner EPSON Perfection V750 pro 48 horas tras su irradiación, con una resolución de 72 pp y seleccionando el canal de color rojo por su mayor sensibilidad comparado con los canales verde y azul. Posteriormente se han analizado utilizando el software Densirad (Técnicas Radiofísicas) e ImageJ (Nacional Institutes of Health, USA). Para la obtención de las penumbras, se han realizado diferentes perfiles X a campos rectangulares conformados con el MMLC situando las bancadas Y1 e Y2 a  $\pm 5$  cm respectivamente, y variando la posición de las bancadas X1 y X2 de -5 cm y +5 cm hasta -45 cm y +45 cm respectivamente.

La transmisión y fugas a través de las láminas se han medido con dos configuraciones diferentes del colimador del acelerador. La primera manteniendo éste a un tamaño de campo igual al tamaño de campo máximo permitido por el MMLC, 12 cm x 10 cm, y la segunda fijando el tamaño de campo a 10 cm x 10 cm, que bloquea la transmisión a través de la unión de las láminas del MMLC donde el campo está cerrado. El objetivo es observar la influencia en la transmisión y fugas de ambas configuraciones, y decidir la óptima para obtener los datos a introducir en el programa planificador.

### Resultados y discusión

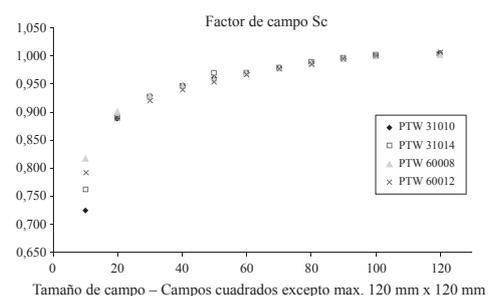
En la gráfica se observan las diferencias entre los valores del factor de campo Sc obtenidos por las diferentes cámaras y diodos. Los valores obtenidos con la cámara PTW 31010 coinciden con las publicaciones existentes, y en general se aprecia que el resto de medidas realizadas dan valores muy similares, excepto para el campo menor, 1 cm x 1 cm, debido al tamaño de cada uno de los detectores y al efecto de baja densidad-volumen de las cámaras de ionización. La desviación estándar para el campo cuadrado más pequeño entre las medidas con los diferentes detectores llega al 4%, siendo la medida con el diodo de fotones superior al resto.

La penumbra media obtenida para X1 resulta de  $2.39 \pm 0.12$  mm y para X2 de  $2.36 \pm 0.15$  mm. Se obtuvieron 2 campos diagonales ( $45^\circ/135^\circ$ ) obteniéndose en este caso penumbras de 2.5 mm para X1 y 2.4 mm para X2. Se encuentra que la transmisión obtenida en el centro del campo al fijar el tamaño de campo dado por el acelerador en  $12 \times 10$  cm<sup>2</sup> es un 18% mayor que la obtenida cuando el campo está fijo en  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>, debido en parte al aumento de la transmisión donde las láminas del MMLC cierran el campo, zona en la que se supera esta diferencia.

Se midieron campos cuadrados desde  $1 \times 1$  cm<sup>2</sup> hasta  $10 \times 10$  cm<sup>2</sup>, la desviación media en la posición de las bancadas X1 y X2 del MMLC resultó 0.12 mm.

### Conclusiones

Se han obtenido los parámetros dosimétricos básicos del MMLC. Dado que los campos en tratamientos de radiocirugía estereotáctica suelen ser pequeños, se deduce de este estudio que resulta más adecuado fijar el tamaño de campo dado por el acelerador en  $10 \times 10$  cm, ya que de esta manera se bloquea la transmisión y fugas en la zona donde el campo queda cerrado por las láminas del MMLC. Se ha encontrado que la exactitud en el posicionamiento de las láminas se encuentra dentro de tolerancias, resultando este modelo de MMLC adecuado para la técnica de radiocirugía estereotáctica, así como para la IMRT.



## Aplicación de cálculo de blindajes de aceleradores lineales de alta energía basada en el protocolo NCRP-151

TORRES POZAS, S. \*, DE LA MONJA REY, P., SÁNCHEZ CARRASCAL, M., YÁNEZ LÓPEZ, D., MACÍAS VERDE, D., MARTÍN OLIVA, R. Servicio de Física Médica, Hospital Universitario de Gran Canaria “Dr. Negrín”.

\* Correspondencia – C-e: tpsergio@gmail.com

**Palabras clave:** NCRP-151, blindaje aceleradores. búnker radioterapia.

### Introducción

En los últimos años el avance experimentado en tratamientos oncológicos con radiaciones ionizantes permite impartir dosis mayores en volúmenes más reducidos y mejor conformados, lo que obliga a tener en cuenta nuevos aspectos en el cálculo de barreras estructurales. Además, dado que las previsiones hacen pensar que en un futuro cercano se instalarán un número importante de aceleradores, o bien se modificarán los existentes, creemos de utilidad una herramienta que permita estimar el espesor de las barreras estructurales de las salas de tratamiento. Los métodos de cálculo de blindajes habituales están basados en la norma DIN 6847-2 y en las recomendaciones dadas por la NCRP 151. En nuestra experiencia sólo hemos encontrado cálculos originados a partir de la normativa DIN. Por ello, hemos considerado interesante desarrollar una aplicación que incorpore la formulación sugerida por la NCRP que, junto con los trabajos previos fundamentados en las normas DIN, nos permitan establecer una comparativa entre los resultados de ambos métodos.

### Material y métodos

En este trabajo se presenta una hoja de cálculo, operada en Microsoft Excel® bajo sistema operativo Microsoft Windows® que permite estimar los valores de espesor de las paredes del búnker, tales que los niveles de dosis ambientales sean reducidos hasta el valor deseado, en nuestro caso los obligados por ley en el RD 783/2001. Para ello es necesario introducir los datos de funcionamiento del acelerador, condiciones de uso y los parámetros de construcción de la sala (dimensiones y posición del isocentro).

Para lograr este objetivo nos hemos basado en las recomendaciones dadas por el NCRP-151 (National Council on Radiation Protection and Measurements) [1] e IAEA SRS 47 [2] (International Atomic Energy Agency, Safety Report Series). Las diferencias con las hojas de este mismo tipo utilizadas habitualmente en nuestro campo son precisamente las recomendaciones utilizadas, distintas al DIN 6847-2 [4] habitual, y la introducción de un entorno de cálculo diferente, basado en las dimensiones de la sala. El hecho de usar estas recomendaciones se debe a su completitud, pues por un lado contemplan de forma específica nuevas técnicas de tratamiento (radioterapia de intensidad modulada, radiocirugía, etc.) particularizadas para altas energías (aquellas a 10 MV), y por otro ofrecen tablas con datos experimentales más actualizados. Asimismo, incluye nuevas cantidades a tener en cuenta en las limitaciones de dosis, como la tasa de dosis instantánea (IDR) y la tasa de dosis promediada en el tiempo (TADR) y consideraciones sobre irradiación corporal total (TBI).

### Resultados y discusión

La hoja ha sido probada en el cálculo del espesor de los blindajes de un nuevo búnker que se construirá en el Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín, comparando los resultados obtenidos con aquellos calculados mediante la norma DIN 6847-2. De los resultados obtenidos se observa que en el caso de radiación primaria los valores obtenidos no difieren en más de 3%, mientras que en radiación secundaria, si bien se mantienen dentro del mismo orden de magnitud, existen diferencias de hasta el 20% en el caso de radiación dispersa a bajo ángulo, ya documentadas en trabajos previos [5]. En general, esa diferencia siempre es inferior al espesor final que construido, no siendo representativo desde el punto de vista de protección radiológica pues en líneas generales las recomendaciones NCRP 151 son más conservadoras en sus aproximaciones de partida, lo que explica estas diferencias entre los métodos.

### Conclusiones

La hoja de trabajo desarrollada en el Servicio de Física Médica del Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín permite estimar de forma sencilla e intuitiva los espesores necesarios en un búnker de radioterapia mediante las recomendaciones NCRP-151, que puede servir como complemento a las hojas ya existentes, por ejemplo, la desarrollada por el Hospital Lozano Blesa de Zaragoza, basada en las recomendaciones DIN 6847-2.

### Referencias

- [1] “Structural shielding design and evaluation for megavoltage X- and gamma- ray radiotherapy facilities”. *NCRP Report No.151*. National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda (2005).
- [2] “Radiation protection in the design of radiotherapy facilities”. *Safety Report Series No.47*. International Atomic Energy Agency, Vienna (2006).
- [3] “Shielding techniques for radiation oncology facilities”. Patton H. McGinley. *Medical Physics Publishing*, Wisconsin (2002).
- [4] “DIN-6847, Aceleradores de electrones de uso médico, Parte 2: normas de protección radiológica para la instalación”. DIN Deutsches Institut für Normung e.V. (1977).
- [5] Sánchez Jiménez, J., Rivas Ballarín, M.A., Ruiz Manzano, P., Canellas Anoz, M., García Romero, A. y Núñez Martínez, L.M.R. (2008). “NCRP Report N.º. 151 vs Norma DIN 6847-2”. *Revista Radioprotección* 55 [15], 12-21.



## Caracterización y comisionado del linear array LA48 para medir el posicionamiento del colimador multiláminas

CONLES PICOS, I.\*, CENIZO DE CASTRO, E., APARICIO MARTÍN, A.R., BARRIO LAZO, F., CESTEROS MORANTE, M.J.

Complejo Asistencial de León.

\* Correspondencia – C-e: iban.conles.picos@gmail.com

**Palabras clave:** MLC, linear array, control de calidad, comisionado, posicionamiento.

### Introducción

El protocolo de “Control de calidad en aceleradores de electrones para uso médico de la SEFM” propone para los sistemas de colimación multiláminas (MLC) verificar el correcto posicionamiento de las láminas. Para ello se debe buscar un sistema con suficiente exactitud y precisión y, a ser posible, de fácil montaje y que ofrezca resultados en tiempo real. Uno de estos equipos es el Linear Array de PTW-Freiburg (LA48), que consta de una fila de 47 cámaras de ionización, de 0.008 cc y separadas 8 mm entre sí.

En el presente trabajo, describimos nuestro proceso de caracterización y comisionado del LA48.

### Material y métodos

Todas las medidas se han obtenido en un acelerador CLINAC DHX de Varian con Millenium 80 como colimador MLC, provisto de 40 pares de láminas de 1 cm de anchura en el isocentro.

Para la determinación de la posición de cada lámina, se ha tomado el punto del 50% de dosis absorbida de un perfil paralelo a la dirección de movimiento de la lámina y centrado en el punto medio de ésta. Para el LA48, el software empleado es el MLCSoft de Mephysto, que permite el desplazamiento del detector en sentido perpendicular a su eje longitudinal, con lo que se obtienen simultáneamente la posición de las 40 láminas de un carro.

El LA48 se sitúa en un maniquí de agua MP3 de PTW, a una DFD de 80 cm de modo que la proyección de la anchura de las láminas a esa distancia coincida con la separación entre cámaras, y se centra longitudinalmente de forma que éstas queden posicionadas en la mitad de cada una de las láminas. La energía utilizada es 6 MV y la profundidad de medida es 1.4 cm ( $z_{\text{máx}}$ ).

Para asegurar un correcto posicionamiento del LA 48 debemos verificar dos aspectos importantes:

- **Centrado:** Se debe comprobar que la línea serigrafiada utilizada para el centrado se corresponde realmente con la posición central de las cámaras. Para ello se realiza inicialmente una placa radiográfica del LA 48 colocando varios marcadores radiopacos a lo largo de las líneas serigrafiadas y otros para determinar la escala.
- **Alineación:** Se miden las posiciones que marca cada cámara para un campo definido únicamente por las mandíbulas. Al ser una colimación recta y paralela a la proyección del retículo, los resultados ofrecidos por cada cámara deberían ser iguales. Discrepancias en las lecturas que no muestren inclinación del LA48 podrían interpretarse como falta de uniformidad en la sensibilidad relativa de las cámaras.

El comisionado consiste en comparar los resultados de las medidas realizadas con el LA48 con los obtenidos con placas radiográficas y cámara pin-point, en la mismas condiciones de medida y para campos definidos sólo por mandíbulas y sólo por MLC.

### Resultados y discusión

- **Posicionamiento:** De la placa radiográfica del LA48 se desprende un error en el trazado de la línea de centrado de  $0.3 \pm 0.1$  mm con respecto a la posición real de las cámaras. Paralela a esta línea, existe una más fina que permite un centrado más preciso con lo que se decide utilizar ésta. Su distancia al centro de las cámaras es de  $6.2 \pm 0.1$  mm.
- **Comisionado:** Los resultados obtenidos son compatibles estadísticamente con los otros métodos de medida en cuanto a tamaño total del campo, obteniendo una mayor concordancia con los resultados obtenidos para la cámara pin-point (diferencia media de  $0.1 \pm 0.1$  mm). Si comparamos los resultados de cada banco individualmente, las diferencias aumentan debido, principalmente, a los problemas de centrado de la cámara pin-point.

La reproducibilidad del LA48 es alta ( $\sigma < 0.1$  mm), comparable con la de la cámara pin-point y mucho mejor que la obtenida con las placas ( $\sigma < 0.7$  mm), debido a la incertidumbre en el proceso de lectura de estas últimas con nuestros recursos. Para valorar la exactitud, se evalúa un campo  $15 \times 40$  cm<sup>2</sup> definido sólo por diafragmas. Todos los métodos de medida arrojan valores aceptables, encontrando para el LA48 un tamaño de  $149.9 \pm 0.1$  mm.

### Conclusiones

Los resultados anteriormente expuestos sirven para validar el LA48 como método para medir la posición de las láminas. Además ofrece importantes ventajas respecto a los otros sistemas utilizados:

- Respecto de las placas, es una medida en tiempo real, mucho más rápida y, según nuestros resultados, ofrece una mejor reproducibilidad.
- Respecto de la cámara pinpoint, los resultados son muy similares, aunque facilita enormemente el centrado y disminuye drásticamente el tiempo de medida.

Las incertidumbres encontradas son aceptables y entran dentro de lo que se exige para el desarrollo de las técnicas de IMRT.

## Medidas recomendadas para la verificación de la colocación de un detector DAVID en el cabezal del acelerador

---

VÁZQUEZ GALIÑANES, A., SANZ FREIRE, C.J.\*, DÍAZ PASCUAL, V., COLLADO CHAMORRO, P., GÓMEZ AMEZ, J., TOMEY MONTESINOS, A., OSSOLA LENTATI, G.A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Logroño.

\* Correspondencia – C-e: csanz@riojasalud.es

**Palabras clave:** DAVID, verificación de tratamientos, control de calidad MLC.

### Introducción

El desarrollo tecnológico afecta no sólo a los equipos que utilizamos para la realización de los tratamientos de radioterapia, sino también a los equipos que están a nuestra disposición para la verificación de la correcta administración de los mismos. Uno de estos nuevos equipos es el ‘device for advanced verification of IMRT deliveries’ (DAVID).

El DAVID es una cámara de transmisión con múltiples hilos que se coloca en el cabezal de un acelerador lineal quedando firmemente anclado a él. El diseño está pensado para que uno de los hilos pase por el centro de cada par de láminas del colimador a lo largo de todo su recorrido. Esto obliga a que haya un diseño para cada sistema de colimador multiláminas. Además, cada equipo tiene un sistema de tornillos que permiten realizar un ajuste fino tanto de la distancia fuente-hilos como del centrado de la cámara de transmisión en el campo de radiación del acelerador.

El presente trabajo tiene por objeto realizar una recomendación, basada en nuestra experiencia, de un conjunto de medidas a realizar para comprobar la correcta colocación del DAVID en el campo de tratamiento, o en su defecto, ayudar a realizar el ajuste necesario.

### Material y métodos

El acelerador en que hemos realizado las medidas es un Clinac 2100 C/D de Varian Medical Systems, en el que se realizan los tratamientos de IMRT de próstata que se llevan a cabo en nuestro centro. Este acelerador tiene un colimador multiláminas tipo Millennium MLC-120, con 60 pares de láminas: 40 pares de láminas de 0.5 cm de ancho en el plano del isocentro, que cubren los 20 cm centrales del campo, y 20 pares de láminas de 1 cm de ancho en el isocentro, que cubren los 20 cm más externos. El DAVID con el que hemos trabajado es del modelo adecuado para este tipo de acelerador y colimador multiláminas.

Las medidas a realizar propuestas consisten en un conjunto de campos en que todos los pares de láminas están cerrados, salvo uno que tiene una apertura de 10 cm. Las mordazas se sitúan a 0.1 cm del campo abierto por las láminas, de modo que una pequeña desviación en el posicionamiento de las mordazas no sea crucial en el resultado obtenido. Se miden los 4 campos en los que el par de láminas abierto es: un de los pares de láminas de 0.5 cm más externos, uno de los 2 pares de láminas centrales, el otro par central, y el otro par externo. Además, para cada par de láminas se realizan 3 medidas distintas: una con una apertura simétrica, centrada en el eje del campo, y 2 con aperturas descentradas a ambos lados una misma distancia, en nuestro caso, 7 cm.

La apertura de 10 cm en un par de láminas produce una señal suficientemente alta, tanto en el hilo que pasa por debajo de ese par de láminas, como en los hilos vecinos, que reciben radiación dispersa y reflejada en las paredes de la propia cámara del DAVID. La simetría en la señal recibida en los hilos vecinos indica cuan centrado está el hilo intermedio en el par de láminas abierto. Si la simetría en los hilos vecinos varía entre la medida centrada y las descentradas, en un mismo par de láminas, esto nos indica una rotación de la cámara en el haz de tratamiento. Solo cuando los hilos de los pares de láminas centrales y extremos tiene una buena simetría en sus hilos vecinos, tenemos todos los hilos centrados, y por tanto, éstos están a la distancia fuente-hilos correcta.

### Resultados y discusión

Los resultados obtenidos en nuestras medidas nos mostraron en primer lugar que debíamos corregir el centrado de toda la cámara del DAVID. El equipo tiene un pequeño orificio en el centro una de las paredes de la cámara, que sirve para realizar un primer ajuste visual, haciendo coincidir la sombra que proyecta este orificio con la cruceta. Sin embargo, las medidas propuestas permiten realizar un ajuste mucho más fino, ya que desplazamientos submilimétricos de la cámara son apreciables en la simetría de los hilos vecinos. Posteriormente ajustamos la distancia fuente-hilos, donde los mismos efectos fueron apreciables.

### Conclusiones

Se ha establecido un conjunto de medidas a realizar para la verificación de la correcta colocación del DAVID en el cabezal del acelerador, que permite realizar ajustes submilimétricos, tanto en el centrado de la cámara multihilos, como en la distancia fuente-hilos.

Los resultados obtenidos muestran la gran sensibilidad del equipo a pequeñas alteraciones de su colocación respecto al colimador multiláminas del acelerador, siendo muy útil por tanto para detectar pequeñas modificaciones en el estado de éste.



## Implementación de un programa de Control de Calidad de MLC dinámico mediante imagen portal

SANZ FREIRE, C.J.\*, VÁZQUEZ GALIÑANES, A., COLLADO CHAMORRO, P.M., DÍAZ PASCUAL, V., GÓMEZ AMEZ, J., SÁNCHEZ MARTÍNEZ, S., OSSOLA LENTATI, G.A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Logroño.

\* Correspondencia – C-e: csanz@riojasalud.es

**Palabras clave:** DMLC, IMRT, Control de Calidad, Imagen Portal, Software de desarrollo propio.

### Introducción

La precisión en la correcta irradiación de haces altamente modulados en tratamientos de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) depende en gran medida de las características y el comportamiento del colimador multiláminas (MLC). El control de calidad (QC) de este elemento es fundamental para garantizar la correcta impartición de los haces calculados. Es importante conocer el posicionamiento absoluto de cada lámina, las características del movimiento de cada una de ellas y la estabilidad del comportamiento. Entre los numerosos métodos para llevar a cabo el QC del MLC, el empleo de la imagen portal representa un método práctico y de alta resolución. El presente trabajo describe el desarrollo de un programa de control de calidad de MLC dinámico basado en imagen portal, el software de desarrollo propio que permite su análisis y los resultados de dos años de experiencia tras la implementación de tratamientos IMRT en nuestro centro

### Material y métodos

Se construyen diversos patrones de movimiento de MLC mediante la aplicación MLC SHAPER 6.3 de VARIAN MEDICAL SYSTEMS INC (VMS), cada uno de los cuáles permite evidenciar alguna característica del MLC. Se irradian en el acelerador CLINAC 2100 C/D (VMS) que dispone de un MLC MILLENNIUM MLC 120 (VMS). La imagen es adquirida en modo integrado mediante un sistema de imagen portal Portal Image aS1000 (VMS) y exportada en modo DICOM al software de desarrollo propio para su análisis, elaborado mediante MATLAB (The MathWorks Inc.)

### Resultados y discusión

El estudio del posicionamiento absoluto de las láminas se realiza a partir de un patrón tipo *picket fence* con 5 posiciones de parada. El análisis permite evaluar tanto el posicionamiento absoluto de cada lámina como la separación entre láminas de cada par. El software de análisis es independiente de la geometría de la adquisición, identificando los bordes de la imagen y la posición central de cada lámina sobre ella. Se evalúa la resolución del método, que resulta menor de 0.2 mm en términos de detectabilidad para la posición absoluta de una lámina individual. La desviación promedio de la separación entre láminas de cada par respecto al valor medio medido es de 0.14 mm (2 SD) para un total de 100 posiciones de parada por medida. El valor medio del número de pares de láminas con desviación de separación superior al valor umbral de 0.2 mm es de 0.3 (0-7) durante el periodo de medidas. El método permite también evaluar la bondad de una calibración de MLC o estudiar el efecto en el posicionamiento de las láminas que pudieran tener los cambios en la versión del controlador del MLC. El estudio del movimiento de las láminas se realiza mediante 2 patrones tipo escalón, uno para la comprobación de la uniformidad del movimiento de cada par de láminas a lo largo de su recorrido y otro para la comprobación de la uniformidad del movimiento de las láminas entre sí en varios puntos. Se define una cantidad para describir la uniformidad del movimiento a partir de la planitud de los perfiles de dosis en la imagen. El número promedio de pares de láminas con uniformidad relativa peor de 0.25% es de 0.52 (0-3) durante el periodo de medidas. Se evalúa la reproducibilidad del comportamiento del MLC a partir de una ROI centrada en la zona uniforme de las imágenes correspondientes a estos patrones. La desviación media respecto a la referencia inicial es de 0.09% (0.00% - 0.41%) durante el periodo de medidas.

### Conclusiones

El método descrito comprende la evaluación de todos los posibles parámetros del MLC de interés en tratamientos dinámicos con intensidad modulada. El procedimiento junto con el software desarrollado demuestran una precisión suficiente en la determinación de estos parámetros. Los resultados de este programa de QC de MLC a lo largo de 2 años de experiencia muestran el correcto estado del MLC de la unidad de tratamiento. El método resulta además muy práctico, al no emplear excesivo tiempo de máquina o de personal y ser el análisis independiente de la geometría de la irradiación, así como del observador al estar completamente automatizado.

## Cambios del modelo EBT2 de películas radiocrómicas respecto a su predecesora EBT

---

CARRASCO HERRERA, M.A.\* , PERUCHA ORTEGA, M., BAEZA TRUJILLO, M., LUIS SIMÓN, F.J., HERRADOR CÓRDOBA, M.

Hospital Virgen del Rocío, Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: macarrasco\_her@yahoo.es

**Palabras clave:** películas radiocrómicas, EBT2, EBT.

### Introducción

El modelo Gafchromic® EBT2 de películas radiocrómicas presenta diferencias significativas respecto a su predecesora EBT. La presencia de un pigmento amarillo en la capa activa da lugar a una menor sensibilidad a la luz ambiental, por otra parte, este pigmento permite aplicar una corrección a la señal medida para compensar los cambios debidos a diferencias en el espesor de la capa activa, lo que mejora, a priori, la homogeneidad de la respuesta de la película. Otra novedad que presentan es la falta de simetría de las capas que conforman la película, lo que conlleva la aparición de una nueva dependencia del valor de píxel obtenido con la orientación de la película al escanearla: cara o cruz.

### Material y métodos

En este trabajo hemos estudiado algunas características del modelo de películas radiocrómicas Gafchromic® EBT2 asociado a un escáner Epson Expression 10000XL. Las películas se han irradiado en un acelerador lineal Varian 600C utilizando haces de fotones de energía 6 MV. Las películas se posicionaron en un maniquí de agua sólida en condiciones de referencia: campo 10x10 cm<sup>2</sup>, a 1.5 cm de profundidad y con 10 cm de agua sólida detrás para tener retrodispersión completa. Escaneamos las películas a las 24 horas tras la irradiación, en formato tiff de 48 bits y con resolución de 72 ppp. En particular, hemos estudiado los siguientes factores:

- Dependencia de la respuesta de la película con la exposición a la luz ambiental.
- Se ha mantenido una película EBT2 no irradiada en una habitación con luz ambiental pero sin recibir luz directa y se ha escaneado diariamente durante 2 semanas.
- Dependencia con la orientación “cara-cruz” de la película al escanear.
- Se han escaneado en ambas orientaciones trozos de películas irradiadas con 20, 100 y 200 UM.
- Homogeneidad de la película.

El estudio de la homogeneidad lo hemos separado en tres partes. Por una parte, hemos estudiado la homogeneidad entre películas del mismo lote, por otro lado, hemos analizado la homogeneidad de trozos de una misma película irradiados con 20, 100 y 200 UM. Finalmente, hemos aplicado en perfiles de películas no irradiadas e irradiadas con 100 y 200 UM el algoritmo de corrección propuesto por el fabricante para mejorar la homogeneidad.

### Resultados y discusión

El análisis de la exposición a la luz ambiental muestra, respecto al modelo anterior EBT, una sensibilidad a la luz mucho menor. Para el modelo EBT2 las diferencias en valores de píxel se mantienen por debajo del 0.5% del valor original durante las dos primeras semanas, lo que equivale a variaciones de dosis por debajo de 1 cGy.

El análisis de la orientación cara-cruz de la película al escanearla muestra una dependencia lo suficientemente importante como para tenerla en cuenta sistemáticamente. Las diferencias en el valor de píxel debidas a la orientación cara-cruz para películas irradiadas a diferentes dosis pueden llegar a ser hasta del 1% (correspondiente a dosis de  $7 \pm 5$  cGy) para el modelo EBT2 mientras que para el modelo EBT no hay diferencias significativas.

En el estudio de la homogeneidad entre películas del mismo lote y entre trozos de una misma película la variación del valor de píxel se mantiene por debajo del 1%, de forma similar al modelo anterior, aunque es destacable el aumento del ruido y la disminución de la relación señal-ruido (SNR) del modelo EBT2, disminuyendo la diferencia con el modelo EBT cuando aumentamos la dosis. Para el modelo EBT2 la SNR varía en el rango 327 -227 (desde sin irradiar hasta 200 cGy) mientras que para el modelo EBT la SNR está en el rango 420-212. Por último, la homogeneidad de los perfiles mejora con la utilización del algoritmo de corrección propuesto por el fabricante, disminuyendo la inhomogeneidad de los perfiles entre un 2.6% y un 1% en valor de píxel, siendo menos importante conforme aumenta la dosis.

### Conclusiones

Se ha comprobado que el pigmento amarillo cumple las funciones que el fabricante indica: protección de la película frente a la luz visible y corrección de la señal por diferencias en el espesor de la capa activa. La estructura de capas no simétrica del modelo EBT2 implica una dependencia del valor de píxel con la orientación cara-cruz por lo que esta orientación debe especificarse en el protocolo de uso de este modelo. Aunque la homogeneidad del modelo EBT2 es similar al modelo EBT la SNR es peor para el nuevo modelo.



## **Importancia de la matriz salina en la fabricación de la curva de eficiencia para la determinación del índice de actividad alfa total en muestras de agua**

BAEZA, A. \*, CORBACHO, J.A.

LARUEX. Laboratorio de Radiactividad Ambiental de la Universidad de Extremadura.

\* Correspondencia – C-e: ymiralle@unex.es

**Palabras clave:** índice alfa total, eficiencia, agua.

### **Introducción**

La determinación del índice de actividad alfa total mediante el método de evaporación permite obtener, a partir de una técnica rápida y económica, el orden de magnitud de la actividad total de todos los emisores alfa presentes en una muestra de agua. Esta técnica está descrita en varias normas internacionales EPA, ISO, UNE, etc. En todas ellas se indica que, para la calibración de los contadores proporcionales o los centelleadores de ZnS(Ag), en donde se mide la muestra de agua, se deben fabricar patrones con diferentes depósitos másicos y utilizando para ello un emisor alfa de referencia (Am-241 o Th-230 entre otros). En dichas normas se recomienda que la matriz salina utilizada para fabricar los diferentes patrones sea una sal sódica. Sin embargo, en este estudio se demuestra que la curva de eficiencia de detección varía significativamente según el tipo de sal sódica que se utilice para fabricar los patrones de calibrado y/o el radionucleido de referencia utilizado. En consecuencia, el índice de actividad alfa total que se indique que posee una determinada muestra agua puede variar drásticamente, lo cual para las aguas potables tiene su repercusión dado el nivel de referencia establecido en la legislación, RD 140/2003.

### **Material y métodos**

Las matrices salinas utilizadas en este estudio son el carbonato, el nitrato y el sulfato sódico, dado que en la mayoría de las aguas potables estos son los aniones predominantes. Por otro lado, se ha utilizado como radionucleido de referencia una disolución de actividad conocida de Am-241 y otra de Th-230. Para determinar la variación de la eficiencia de detección en función de la matriz salina utilizada, se han fabricado 3 réplicas de los 3 depósitos másicos seleccionados, estando éstos dentro del rango 50 – 150 mg, puesto que este es el rango en el que habitualmente se obtienen los depósitos salinos óptimos para la medida alfa total en un contador proporcional. Por otro lado, para la determinación de la variación de la eficiencia de detección en función del radionucleido de referencia utilizado, se han fabricado dos curvas de eficiencia con depósitos salinos dentro del rango 30 – 180 mg manteniendo sistemáticamente el nitrato sódico como matriz salina. Cada plancheta se ha medido en un contador proporcional de flujo de gas el tiempo suficiente para que la incertidumbre de recuento sea inferior al 5%.

### **Resultados y discusión**

Los resultados obtenidos en las experiencias realizadas para determinar la variación de la curva de calibrado en eficiencia en función del depósito de la matriz salina usada como sustrato, muestran que la pérdida de eficiencia al incrementar en espesor másico es mucho más acusada para la matriz de sulfato sódico que para las de nitrato y carbonato sódico. Este hecho tiene una influencia decisiva a la hora de determinar el índice alfa total que posee una determinada muestra de agua. De hecho, éste puede variar, para el rango de espesores másicos ensayados, hasta un 30%, dependiendo de que la curva de calibrado se haya construido en base a sales de nitrato o de carbonato sódico. Solapando generalmente los valores predichos dentro del rango abarcado por sus respectivas incertidumbres combinadas. Por su parte, el índice alfa total que se obtiene al usar una curva de calibrado en eficiencias fabricada con sales de sulfato sódico difiere en al menos un factor 2 frente a los obtenidos con los otros sustratos. Este es un hecho que se debe tener en consideración cuando se tenga información de que la muestra de agua posee una concentración de sulfatos significativa lo cual no es un fenómeno inusual, ya que se permite legalmente el consumo humano de aguas con una concentración de sulfatos de hasta 250 mg/L. Por otro lado, la curva de eficiencia fabricada utilizando como radionucleido de referencia el Am-241 es un 30% más eficiente que la curva de eficiencia obtenida utilizando como radionucleido el Th-230. Lo cual, de nuevo lleva a que, en función del radionucleido de referencia que se ha utilizado para fabricar la curva de calibrado en eficiencia, el valor del índice de actividad alfa total de una muestra de agua varía por este motivo en idéntico porcentaje.

### **Conclusiones**

Aun cuando se trata de una técnica relativamente sencilla y económica, es necesario limitar la variabilidad de la selección de la matriz salina así como el radionucleido de referencia seleccionados para la fabricación de la curva de eficiencia calibrado. Reducir sensiblemente la variabilidad asociada a la determinación del índice de actividad alfa total en muestras de agua cobra especial importancia para las muestras de agua dado las implicaciones que tiene el que el citado índice supere o no el valor paramétrico fijado en la legislación española vigente, RD 140/2003.

## Estado actual del Parque de Radiología General de la región de Murcia. 18 años de controles de calidad

---

VERA SÁNCHEZ, J.A.\* , BUADES FORNER, M.J., TOBARRA GONZÁLEZ, B.M.

Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca.

\* Correspondencia – C-e: javsphys@gmail.com

**Palabras clave:** control de calidad, RX, geometría, electromecánica, generador, tubo.

### Introducción

Este trabajo estudia la última campaña de control de calidad de los parámetros técnicos de los equipos llevada a cabo por el Servicio de Protección Radiológica del Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca, y compara los resultados obtenidos en la actualidad con los presentados por este mismo Servicio en el Congreso de la Sociedad Española de Física Médica del año 1993 [1], correspondientes a la primera campaña de control de calidad realizada en el año 1992.

### Material y métodos

En los controles de calidad del equipamiento se han seguido los procedimientos del “Protocolo español de control de calidad en Radiodiagnóstico” de la Sociedad Española de Física Médica [2] con frecuencia anual y tras averías significativas. El estudio comprende 77 equipos de radiología general (~ 45% del parque). De ellos, 40 son convencionales, 15 son telemandos y 22 son portátiles. Este conjunto engloba la totalidad de los equipos de estas características en el ámbito de actuación de este Servicio de Protección Radiológica.

La presentación y discusión de los resultados se divide en cuatro categorías diferentes como ya se hizo en la anterior publicación: *Elementos electromecánicos, Parámetros geométricos, Generador y Tubo*.

### Resultados y discusión

1. Elementos electromecánicos: Sólo el 16% de la muestra presenta fallos. Cabe destacar la gran reducción de anomalías de este tipo con respecto a la campaña de 1992, donde un 61,2% de la muestra presentaba anomalías encuadradas en este campo.
2. Parámetros geométricos: Se constata una mejora en la reducción del número de equipos que presentan anomalías en la iluminancia: 8% actual frente al 19% en 1992. Sin embargo, sigue habiendo un 18% de equipos fuera de tolerancia en la coincidencia campo de luz – campo de radiación y un 12% muestra una ortogonalidad superior a 1,5°. Relacionado con esto, hemos de indicar que si bien se comunican todos los cambios de tubos de RX no siempre se informa de otras intervenciones en el colimador como, por ejemplo, el cambio de la luz de campo.
3. Generador:
  - a) El 100% de los equipos presenta una exactitud del kilovoltaje (80 kV) dentro de tolerancia y un 77% están dentro del 2%. Además, el 97% presenta una reproducibilidad igual o inferior al 2% lo que garantiza una incertidumbre en la exactitud menor del  $\pm 2\%$ . En 1992 sólo el 34% estaba ajustado dentro de  $\pm 2$  kV. Este resultado puede explicarse en parte por la modernización de los equipos. Aunque la antigüedad del parque actual es ligeramente superior a la que se tenía en 1992, hay que tener en cuenta que ha habido una mejora tecnológica efectiva durante estos 18 años.
  - b) En cuanto al temporizador, el 87% de los equipos presenta una exactitud inferior o igual al 2% y sólo el 3% de los equipos se encuentran fuera de tolerancia. Al igual que ocurre con el kilovoltaje, el 100% presentan una reproducibilidad igual o inferior al 2% y en el 91% es igual o menor al 0,5%. En 1992 el 28% de los equipos presentaban discrepancias superiores al 10% en los tiempos de exposición.
  - c) El 100% de los equipos está dentro de tolerancia en el apartado de linealidad mientras que en el año 92 éste era el parámetro más difícil de satisfacer: sólo el 60,9% de los equipos lo cumplían.
4. Tubo: Todos los equipos analizados presentan un valor de la capa hemirreductora dentro de tolerancia. En 1992, el 5% no superaba el umbral. El 70% de los equipos analizados presenta un rendimiento comprendido entre 45 y 65  $\mu\text{Gy/mAs}$ , valores similares a los del año 1992 en los que el 69% de los equipos trifásicos/alta frecuencia se encontraban entre 40 y 60  $\mu\text{Gy/mAs}$ .

### Conclusiones

Nuestros resultados muestran que los equipos presentan un nivel de calidad satisfactorio. Se constata una mejoría respecto a la situación de los parámetros técnicos encontrada en 1992, muy significativa en el caso de los controles relativos al generador. Las anomalías encontradas son, principalmente, fallos electromecánicos y problemas asociados a la geometría. Nuestros resultados sugieren que el control de calidad del equipamiento de radiología general puede optimizarse adecuando la frecuencia de las pruebas al tipo de parámetro medido, especialmente geometría.

### Referencias

- [1] Buades, M.J., Serna, A. y Tobarra, B. (1993). *Primeros resultados de la aplicación de un control de calidad en radiodiagnóstico en la región de Murcia*. Medical Physics'93 & Congreso Nacional SEFM.
- [2] *Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (Aspectos técnicos)*. SEFM/SEPR 2003.

## Caracterización de MOSFETS comerciales para dosimetría con electrones

CARVAJAL, M.A.\* , SIMANCAS, F., GUIRADO, D., BANQUERI, J., VILCHES, M., LALLENA, A.M., PALMA, A.J.

Universidad de Granada.

\* Correspondencia – C-e: carvajal@ugr.es

**Palabras clave:** MOSFET, instrumento portátil, dosímetro, electrones, RIO.

### Introducción

En los últimos años se han desarrollado equipos dosimétricos comerciales (1-2) basados en transistores Metal-Óxido-Semiconductor (MOSFET) que presentan una serie de ventajas frente a los sistemas tradicionales para la dosimetría en aplicaciones médicas (3). Entre ellas destacan la portabilidad del elemento sensor, así como un proceso de lectura de la dosis rápido y relativamente sencillo, linealidad, etc. El uso de haces de electrones es importante en la radioterapia moderna y cabe destacar su empleo en la radioterapia intra-operatoria (RIO). En este trabajo se presenta una primera caracterización de diferentes modelos comerciales de MOSFET, no específicos para la detección de radiación, para demostrar su potencial como sensores dosimétricos para haces de electrones.

### Material y métodos

La lectura de la dosis en dosímetros MOSFET se realiza mediante una medida directa o indirecta de la tensión umbral,  $V_T$ . Para medir el incremento de tensión umbral en los diferentes transistores estudiados se utilizó una unidad lectora desarrollada en el Departamento de Electrónica y Tecnología de Computadores de la Universidad de Granada, testada para dosimetría con  $^{60}\text{Co}$  en el Hospital Universitario San Cecilio de Granada. El transistor se mantiene con todos sus terminales conectados entre sí durante el periodo de irradiación y de almacenaje, y únicamente se rompe este contacto durante el proceso de lectura del incremento de  $V_T$ . Este cortocircuito se realiza mediante un transistor auxiliar del tipo JFET, que es controlado por la unidad lectora. Durante el proceso de lectura, el MOSFET mantiene cortocircuitados sus terminales de puerta y drenador, y fuente y sustrato, operando así en la región de saturación. En la Figura 1 se muestra una imagen del módulo sensor dosimétrico, compuesto por el transistor pMOS y el JFET, ambos soldados a una placa de circuito impreso. Se han probado tres modelos de transistores pMOS comerciales elegidos entre los disponibles en el mercado atendiendo principalmente a dos características: 1) encapsulado no metálico; 2) tensión puerta-fuente máxima, lo que sugiere un mayor espesor de óxido (zona sensora). Se estudió la respuesta de los modelos BS250F, ZVP3306 y ZVP4525, fabricados por Zetex Semiconductors, y utilizando cuatro transistores de cada tipo. Los módulos sensores fueron irradiados en acelerador lineal Siemens Mevatron KDS con un campo  $25 \times 25 \text{ cm}^2$  y situados en el isocentro de la fuente (100 cm), con incidencia normal y sin ningún tipo de aplicador, empleando el haz de 6 MeV de energía nominal. Fueron irradiados en 8 sesiones con dosis comprendidas entre 2.1 y 5.6 Gy hasta alcanzar un total de 28 Gy, calculadas a una profundidad de 0.1 mm en agua debido al encapsulado del transistor.

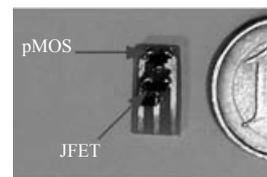


Figura 1. Módulo Sensor.

### Resultados y discusión

En las diferentes sesiones de irradiación se calculó la sensibilidad, definida como incremento de la  $V_T$  por unidad de monitor. En la Tabla 1 se muestra la sensibilidad calculada como la media de las diferentes sesiones y los 4 transistores de cada modelo estudiado. Como se puede apreciar, el transistor ZVP3306 es el que muestra una mayor sensibilidad; las de los modelos BS250F y ZVP4525 son un 16% y un 10% menores respectivamente. Además, el modelo ZVP3306 presenta una menor desviación estándar y una respuesta bastante lineal, como se muestra en la Figura 2.

Tabla 1. Sensibilidad (mV/Gy).

	Media	$\sigma$
BS250F	3.16	0.39
ZVP3306	3.71	0.27
ZVP4525	3.35	0.49

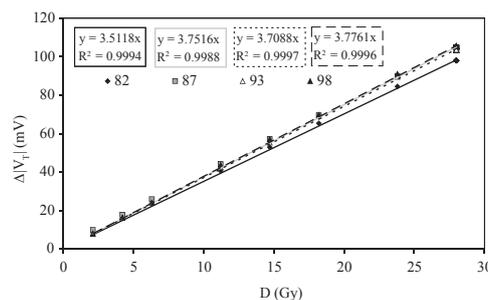


Figura 2. Incremento de  $V_T$  para el ZVP3306.

### Conclusiones

Los modelos de transistores estudiados mostraron una respuesta lineal con la dosis recibida, siendo el ZVP3306 el que presentó mayor sensibilidad y menor dispersión, por lo que es el más prometedor para la dosimetría con haces de electrones, de los modelos analizados.

### Referencias

- [1] Sarrabayrouse, G., Siskos, S. (1998). *IEEE Instrumentation & Measurement*, pp. 26-34, junio.
- [2] <http://www.bestmedicalcanada.com/mosfet.html>
- [3] [www.siceltech.com](http://www.siceltech.com)

### Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado gracias a la financiación de la Junta de Andalucía (P09-FQM-5341, P08-FQM-3535, FQM0220) y al Ministerio de Ciencia e Innovación (Proyectos PS-300000-2009-5, FPA2009-14091-C02-02, IPT-300000-2010-3), y a la colaboración del Servicio de Radiofísica del Hospital Universitario San Cecilio de Granada.

## **Criterios generales sobre validación de métodos de dosimetría en el marco de un sistema de calidad ISO/IEC 17025**

---

MARTÍN GARCÍA, R. \*, NAVARRO BRAVO, T.

Servicio de Dosimetría de Radiaciones. División de Medio Ambiente Radiológico. C.I.E.M.A.T.

\* Correspondencia – C-e: r.martin@ciemat.es

**Palabras clave:** validación, métodos de ensayo, dosimetría, sistemas de calidad, ISO 17025.

### **Introducción**

La acreditación de un laboratorio de ensayo según la norma ISO/IEC 17025 reconoce la competencia técnica de un laboratorio para la realización de determinados ensayos. Uno de los requisitos establecidos en la citada norma establece que los laboratorios deben demostrar que los métodos aplicados son válidos y adecuados al uso previsto y a las necesidades del cliente. Esta demostración se lleva a cabo mediante el proceso de validación de los métodos, que se define en la propia norma como “la confirmación a través del examen y el aporte de evidencias objetivas de que se cumplen los requisitos particulares para un uso previsto”.

El proceso de validación de un método de ensayo debe estar bien planificado y documentado, incluyendo los requisitos recogidos en la normativa aplicable, así como los criterios establecidos por el laboratorio para dar cumplimiento a esos requisitos.

### **Material y métodos**

El Servicio de Dosimetría de Radiaciones de CIEMAT ha implantado un sistema de calidad basado en la norma ISO/IEC 17025 y ha solicitado su acreditación para la realización de ensayos de medida de dosis de radiación mediante la aplicación de más de quince métodos de dosimetría externa e interna, encontrándose pendiente de recibir la auditoría externa por parte de ENAC.

En la implantación del sistema de calidad se ha abordado la validación de todos los métodos de ensayo sujetos a acreditación. Para ello, se han considerado los métodos de ensayo incluidos en el alcance de acreditación, incluyendo los procesos, equipos, programas informáticos, instalaciones y personal involucrado en la realización de los mismos.

La metodología seguida en el proceso de validación incluye la elaboración de un plan de validación de los métodos seleccionados, la determinación de los parámetros a validar, así como el tipo y técnicas de validación utilizados, la realización de los ensayos definidos en el plan con la evaluación de resultados obtenidos y finalmente la elaboración de un documento con una declaración expresa de la validez del método.

Los requisitos específicos para la validación de los métodos empleados en los laboratorios de dosimetría interna y externa del SDR, están descritos en normativa internacional, y en ella se indican los criterios de aceptación y los parámetros a validar.

### **Resultados y discusión**

Considerando la amplia experiencia de los laboratorios del SDR en la realización de los métodos de ensayo sujetos a acreditación, se ha planteado la realización de una validación retrospectiva, con la verificación del cumplimiento de los requisitos establecidos tras el análisis de los resultados obtenidos en las medidas de patrones y materiales de referencia, los resultados obtenidos en la participación en ejercicios de intercomparación y los controles de calidad aplicados sistemáticamente.

Se han considerado además situaciones en las que se requiere un proceso de revalidación de los métodos para verificar que se mantiene la fiabilidad de los mismos tras la realización de modificaciones en el método o los equipos utilizados. En el proceso de validación se ha estimado la incertidumbre asociada a los resultados, identificando de una forma razonable las fuentes que aportan una incertidumbre a las medidas. Además se ha asegurado la trazabilidad de los resultados mediante el empleo de materiales de referencia certificados, estableciendo una cadena ininterrumpida de comparaciones, de forma que los resultados de medida se puedan relacionar con patrones de referencia asegurando la trazabilidad al Sistema Internacional de Unidades.

### **Conclusiones**

La validación de los métodos de ensayo aplicados en los laboratorios del Servicio de Dosimetría de CIEMAT ha proporcionado las siguientes ventajas:

- Dar cumplimiento a uno de los requisitos establecidos en la norma 17025.
- Estar en condiciones de demostrar la competencia técnica del Servicio en la realización de dichos métodos de ensayo.
- Asegurar la calidad de los resultados al controlar aspectos relacionados con los equipos empleados, el personal que realiza los ensayos, las instalaciones de los laboratorios, etc.
- Satisfacer los criterios establecidos en la normativa vigente, o bien los requisitos del cliente en relación con los métodos de ensayo.

## Implementación de un método para el cálculo de factores de salida en aire para campos irregulares

SUERO RODRIGO, M.A. \*, MARQUÉS FRAGUELA, E.

Hospital Virgen del Puerto, Plasencia.

\* Correspondencia – C-e: miguelangel.suero@ses.juntaextremadura.net

**Palabras clave:** Factor de salida, unidades monitor, Primus, colimador multiláminas.

### Introducción

El concepto de factor de salida en aire ( $Sc$ ) fue introducido para caracterizar la variación de la fluencia de fotones incidentes por unidad monitor con diferentes configuraciones del colimador. Se define como la razón del kerma de colisión primario en agua en seno de aire,  $K_p$ , por unidad monitor entre la configuración del colimador  $c$  y la configuración del colimador de referencia  $c_{ref}$ , en la misma localización del eje central (AAPM Therapy Physics Committee Task Group 74: In-air output ratio,  $Sc$ , for megavoltage photon beams). Cuando las posiciones de las láminas difieren mucho del campo rectangular que lo engloba, se pueden observar diferencias sustanciales entre los  $Sc$  de dicho campo irregular y su respectivo campo rectangular. Se define el factor de corrección de  $Sc$  del campo irregular (FCSc) como la razón del factor de salida en aire del campo irregular y el factor de salida en aire del campo rectangular que lo engloba. Éste puede ser de hasta un 5% en determinadas configuraciones del haz. El objetivo de este trabajo es la implementación del método propuesto por Zhu et al.(2004) para el cálculo tanto de  $Sc$  como de FCSc, y su verificación con las medidas realizadas en mini-maniquí.

### Material y métodos

Se ha desarrollado en Visual Basic 6.0 una aplicación que importa los archivos codificados en el estándar DICOM y extrae la configuración de los haces, y calcula  $Sc$  y FCSc según el método propuesto por Zhu et al.(2004). Este método calcula  $Sc$  basándose en un modelo empírico proyectando la posición de cada lámina al plano del isocentro, de tal forma que no se requiere el conocimiento exacto del cabezal del acelerador.

Para la verificación de los cálculos, se han realizado mediciones de dichos factores de varios campos irregulares conformados mediante el colimador multiláminas de un acelerador Primus de Siemens, que consta de cincuenta y ocho láminas y que reemplaza a las mordazas externas. Para ello se ha usado un mini-maniquí que sigue las recomendaciones propuestas por Gasteren et al. (1991), junto a una cámara de ionización FARMER PTW 30013 y electrómetro PTW UNIDOS.

### Resultados y discusión

Los cálculos de  $Sc$  de los campos rectangulares están de acuerdo con las medidas dentro de un 1%, mientras que para los campos irregulares están dentro del 1.5%. El cálculo de FCSc están dentro de un 1.4% para los campos irregulares medidos. A continuación se muestra una tabla con la comparación de los valores de  $Sc$  y FCSc medidos y calculados.

**Tabla 1.** Comparación de  $Sc$  medido y  $Sc$  calculado para diferentes campos irregulares

	Sc medido	Sc calculado	dif.%	FCSc med.	FCSc cal.	dif.%
Diagonal 20x8 6MV	1.017	1.005	-1.2	0.988	0.978	1.0
Semicirculo 6MV	1.000	1.003	0.3	0.985	0.977	0.8
Diamante8x8 6MV	0.998	0.983	-1.5	0.991	0.977	1.4
Diamante16x16 6MV	1.027	1.026	-0.1	0.997	0.997	0.0
Cruz 6MV	1.019	1.010	-0.9	0.986	0.980	0.7
Diagonal 20x8 18MV	1.011	1.005	-0.6	0.988	0.980	0.8
Semicirculo 18MV	0.995	1.002	0.7	0.985	0.980	0.6
Diamante8x8 18MV	0.992	0.983	-0.9	0.991	0.980	1.1
Diamante16x16 18MV	1.021	1.026	0.5	0.997	0.980	1.7
Cruz 18MV	1.013	1.009	-0.4	0.986	0.980	0.6

### Conclusiones

El acuerdo entre los cálculos y las medidas es suficiente para la implementación de éste método en una aplicación más general para la verificación de las unidades monitor calculadas por el sistema de planificación de tratamientos.

## Método para la determinación del ángulo de cuña a partir de las medidas diarias realizadas con el dispositivo de medida QC6

MARQUÉS FRAGUELA, E. \*, SUERO RODRIGO, M.A.

Hospital Virgen del Puerto, Plasencia.

\* Correspondencia – C-e: dreifus05@gmail.com

**Palabras clave:** verificaciones diarias, ángulo de cuña, cuñas virtuales, haces de fotones.

### Introducción

El objetivo de este trabajo es presentar un método para la determinación del ángulo de las cuñas virtuales de un acelerador lineal de electrones (ALE) Siemens Primus, a partir de las medidas diarias realizadas con el sistema de medida PTW-QC6Plus y comprobar que es suficientemente sensible como para determinar variaciones de  $\pm 1^\circ$  de este parámetro. Además, se estudia estadísticamente el comportamiento del ángulo de cuña a lo largo de un año.

### Material y métodos

Para determinar el ángulo de cuña, se usan los valores de dosis medidos por cuatro de las seis cámaras de ionización del sistema de medida PTW-QC6Plus y se calcula el parámetro  $\alpha_{QC6} = \arctg[(D5-D6)/(D1-D2)]$ , donde:

- D1 y D2 son las dosis en la dirección de la cuña, a la profundidad del máximo, a 8 cm a un lado y al otro del eje.
- D5 y D6 son las dosis en el eje del haz a la profundidad del máximo y a una profundidad 5 cm mayor.

El ángulo de la cuña virtual se define por parte del fabricante del ALE como el ángulo que forma la isodosis en la dirección de la cuña a 10 cm de profundidad ( $\alpha_{Siemens} = \arctg[(D9-D11)/|Dp-Dq|]$ ), donde:

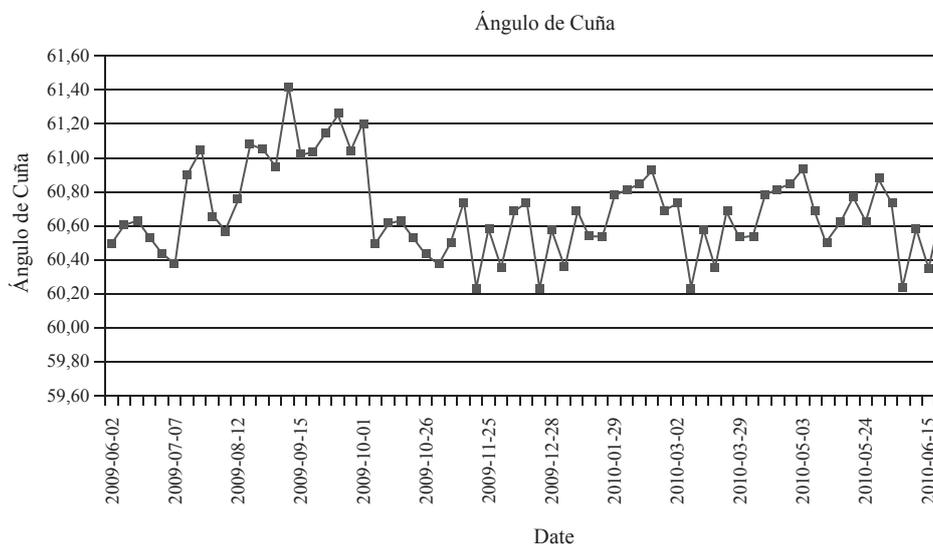
- Dp y Dq son las dosis en la dirección de la cuña, a la profundidad de 10 cm, a F/6 cm a un lado y al otro del eje. F=20 cm es el tamaño de campo.
- D9 y D11 son las dosis en el eje del haz a 9 y 11 cm de profundidad respectivamente.

Para relacionar  $\alpha_{Siemens}$  con  $\alpha_{QC6}$  definimos el parámetro  $h = \alpha_{Siemens} / \alpha_{QC6}$  para cada valor nominal del ángulo de cuña. A partir del valor de h obtenido de medidas o del planificador podemos determinar el ángulo de cuña de las medidas diarias realizadas con el QC6.

Se representa gráficamente el ángulo de cuña obtenido a partir de las medidas diarias realizadas a lo largo de todo un año para la máquina de 18 MV 2VW60 de un ALE Siemens Primus.

Se realizan varios disparos con la misma máquina variando el ángulo de cuña  $1^\circ$  en torno a su valor nominal.

### Resultados y discusión



Al variar  $\pm 1^\circ$  el ángulo de cuña nominal se observa una variación del mismo orden de  $\alpha_{QC6}$  y de  $\alpha_{Siemens}$ .

### Conclusiones

Del análisis anterior, se concluye que el método permite determinar el ángulo de cuña a partir de las medidas diarias realizadas con el QC6 y determinar variaciones de  $\pm 1^\circ$ .

## Medida de los factores de bloque de electrones para cicatrices de mama

MARQUÉS FRAGUELA, E. \*, SUERO RODRIGO M.A.

Hospital Virgen del Puerto, Plasencia.

\* Correspondencia – C-e: dreifus05@gmail.com

**Palabras clave:** factores de bloque, electrones, cicatrices de mama, aperturas estrechas, XiO.

### Introducción

El algoritmo Pencil Beam del planificador CMS XiO utiliza el factor de aplicador, en lugar del factor de bloque, en el cálculo de Unidades Monitor (UM) de campos conformados de electrones. Esta característica del algoritmo de cálculo hace que un campo aporte la misma dosis en el eje del haz que la que daría si no estuviera bloqueado. Es preciso, por lo tanto, corregir las UM que proporciona el planificador por un factor. Los bloques empleados en el tratamiento con electrones del lecho quirúrgico de cánceres de mama tienen a menudo una forma alargada y estrecha siguiendo el contorno de la cicatriz. Este tipo de aperturas presentan dificultades a la hora de medir el factor de bloque con las cámaras plano-paralelas recomendadas por los protocolos nacionales e internacionales (p.ej. Roos PTW 34001) puesto que al ser tan estrechas a veces la cámara no queda completamente irradiada. En este trabajo, se estudia la posibilidad de utilizar una cámara cilíndrica Farmer PTW 30010 para la medida del factor de bloque de este tipo de aperturas.

### Material y métodos

Se determina si la cámara Farmer es un detector apropiado para medir los factores de bloque de electrones con aperturas que no presentan el problema de que la cámara Roos quede parcialmente irradiada. Con este objetivo, se compara la cámara Farmer con la cámara Roos en cuanto a: curvas de ionización-dosis en profundidad, factores de salida y dosis en el máximo para un bloque que presenta equilibrio electrónico lateral. Para comprobar si para el bloque en cuestión existe equilibrio electrónico lateral, se comparan las curvas de ionización-dosis en profundidad medidas con y sin bloque. Si el bloque no modifica la curva de ionización-dosis en profundidad se considera que hay equilibrio electrónico lateral. Las medidas se realizan en el maniquí PTW MP3, a una distancia fuente-superficie de 100 cm, para las tres energías en uso clínico: 6, 9 y 12 MeV. El aplicador utilizado es el de 15 cm x 15 cm y el bloque es aproximadamente rectangular de unos 9 cm x 8 cm y está centrado en el aplicador. El electrómetro empleado es el PTW TANDEM y el punto efectivo de la cámara se coloca en el punto de interés en el caso de la cámara Roos y  $0.5 \cdot r_{\text{cyl}} = 1.525$  mm más profundo que el punto de interés para la cámara Farmer.

### Resultados y discusión

Las curvas de ionización-dosis en profundidad, para un bloque que no presenta el problema citado, medidas con la cámara Farmer y con la cámara Roos son iguales más allá del máximo de dosis dentro del error experimental difiriendo en menos de 1 mm en los valores de R100, R90, R80, R50, R30 y Rp (las profundidades del máximo de dosis, del 90%, 80%, 50%, 30% y el rango proyectado).

Los factores de bloque obtenidos con la cámara Roos y con la cámara Farmer difieren en menos de un 3 por mil en todas las energías.

**Tabla 1.** Factores de Bloque Roos&Farmer

Energía	Factor de Bloque	
	Roos	Farmer
12	1.000	1.001
9	1.001	1.004
6	1.002	1.004

La dosis en el máximo medida con la cámara Roos y con la cámara Farmer difieren en menos de un 2 por mil en la energía de 12 MeV, por debajo de esta energía la cámara Farmer no es un detector adecuado para medir la dosis absoluta.

### Conclusiones

Se concluye que la cámara Farmer es un detector apropiado para medir los factores de bloque de electrones para aperturas tipo cicatriz de mama siempre que la anchura de la apertura sea lo suficientemente grande como para que exista equilibrio electrónico lateral.

## Parámetro alternativo al rendimiento en profundidad para la verificación diaria de la constancia de la energía

MARQUÉS FRAGUELA, E. \*, SUERO RODRIGO M.A.

Hospital Virgen del Puerto, Plasencia.

\* Correspondencia – C-e: dreifus05@gmail.com

**Palabras clave:** verificaciones diarias, constancia de la energía, hombros de los perfiles, haces de fotones.

### Introducción

Los protocolos de control de calidad de aceleradores lineales de electrones (ALE), tanto nacionales como internacionales, recomiendan la medida del cociente de la dosis a dos profundidades diferentes para verificar diariamente la constancia de la energía de los haces de fotones. Las variaciones en la energía afectan más a los “hombros” de los perfiles de fotones que a los rendimientos en profundidad. En este trabajo, se contempla la posibilidad de estudiar estadísticamente un parámetro relacionado con la variación de los hombros, sobre la muestra de las medidas diarias realizadas al ALE, para detectar con mayor sensibilidad cambios en el espectro energético que no se reflejan claramente en los rendimientos en profundidad.

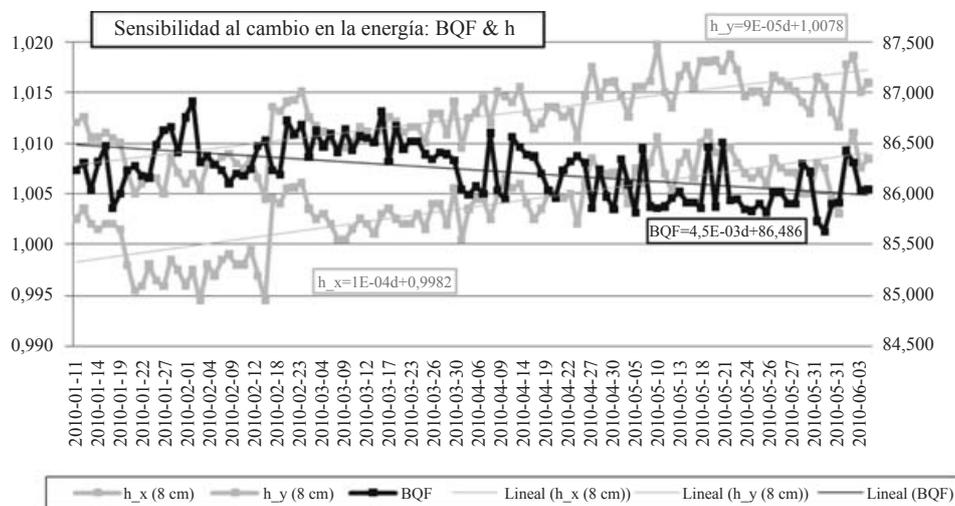
### Material y métodos

Los valores de dosis medidos por las seis cámaras de ionización del sistema de medida PTW-QC6Plus (D1,D2,...,D6) se usan para determinar los siguientes parámetros relacionados con la energía del haz:

- Rendimiento en profundidad:  $BQF = D6 \cdot 100 / D5$ .
- Altura de los “hombros” a 8 cm del eje, de perfiles en las direcciones crossplane e inplane simetrizados y normalizados:  $h_x (8 \text{ cm}) = (D1+D2)/(2 \cdot D5)$  y  $h_y (8 \text{ cm}) = (D3+D4)/(2 \cdot D5)$ .

Se representan gráficamente los valores de estos parámetros obtenidos a partir de las medidas diarias realizadas a lo largo del primer semestre del año 2010 para la máquina de 18 MV de un ALE Siemens Primus. Se realiza un ajuste lineal de los datos correspondientes a cada uno de los parámetros.

### Resultados y discusión



Los “hombros” de los perfiles aumentan al reducirse la energía, y por lo tanto la capacidad de penetración de la radiación en la materia, como se refleja en la gráfica en la relación inversa entre h y BQF.

La variación de la altura de los “hombros” a lo largo del primer semestre del año 2010 fue del orden del 1% tanto en inplane como en crossplane mientras que la variación del factor BQF fue del orden del 0,5%. Dicha variación de los “hombros” fue confirmada con medidas más precisas realizadas en las revisiones mensuales correspondientes al citado período, el cambio en la energía correspondiente no resultaba tan obvio en la medida de rendimientos en profundidad.

### Conclusiones

Del análisis anterior, se concluye que a la hora de determinar variaciones en la energía en los controles diarios de un ALE, el parámetro de la altura de los “hombros”, h (8 cm), es un parámetro más sensible que el parámetro BQF.

### 3CML: una aplicación informática para el control de calidad de colimadores multiláminas

MIRAS, H.\* , PÉREZ, M.A., MACIAS, J., MORENO, J.C., CAMPO, J.L., ORTIZ, M., ARRANS, R., ORTIZ, A., TERRÓN, J.A., FERNÁNDEZ, D.  
Hospital Universitario Virgen Macarena. Servicio Radiofísica, Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: Hector.miras@gmail.com

**Palabras clave:** colimador multiláminas, MLC, control de calidad.

#### Introducción

Los tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) requieren un profundo conocimiento de la exactitud, la precisión y la reproducibilidad del posicionamiento de las láminas que constituyen el colimador multiláminas (MLC). Se ha desarrollado una aplicación informática, *3CML*, que permite analizar una imagen correspondiente a un patrón de irradiación de bandas separadas para determinar las desviaciones del posicionamiento de las láminas respecto de los valores nominales.

#### Material y métodos

La aplicación, desarrollada en MATLAB, permite corregir la rotación de la imagen y determinar el centro de radiación (referencia absoluta). Las posiciones de las láminas se obtienen calculando la posición del 50% de dosis para cada par de láminas en cada una de las posiciones. También se ha implementado un método basado en el ajuste de pares de funciones sigmoideas, en las que los puntos de inflexión son interpretados como la posición de la lámina. La aplicación es compatible con otras configuraciones de MLCs permitiendo modificar los parámetros de anchura de las láminas y el número de pares de láminas. También es posible modificar los parámetros de configuración del patrón de radiación definiendo el número de bandas, la anchura y la separación entre ellas.

Este procedimiento ha sido implementado en el protocolo de revisión mensual de las unidades de tratamiento de nuestro hospital (aceleradores PRIMUS) y se ha realizado en otros aceleradores con distintos MLCs como el 160 MLC de Siemens, con 160 láminas de 5 mm, y el MLCi2 de Elekta, con 160 láminas de 4 mm. En todos los casos se han utilizado películas radiográficas EDR2 colocadas en el plano del isocentro para obtener la imagen del patrón de bandas, salvo para el acelerador Synergy, en el que se ha usado su sistema de imagen portal iView GT.

#### Resultados y discusión

Los resultados obtenidos durante un año en las revisiones mensuales de las unidades PRIMUS confirman la necesidad de realizar esta prueba periódicamente para garantizar la exactitud en el posicionamiento de las láminas. Los nuevos diseños de MLCs de Siemens y Elekta presentan una mayor exactitud y reproducibilidad.

#### Conclusiones

La aplicación *3CML* ha demostrado ser de gran utilidad para la evaluación periódica del estado de distintos tipos de MLCs. Su uso durante el proceso de calibración permite conseguir el nivel de exactitud en el posicionamiento de las láminas requerido para los tratamientos de IMRT.

La aplicación puede ser configurada para distintos tipos de MLCs y la imagen del patrón de irradiación puede ser obtenida tanto en película como en otros sistemas de imagen como los dispositivos de imagen portal.

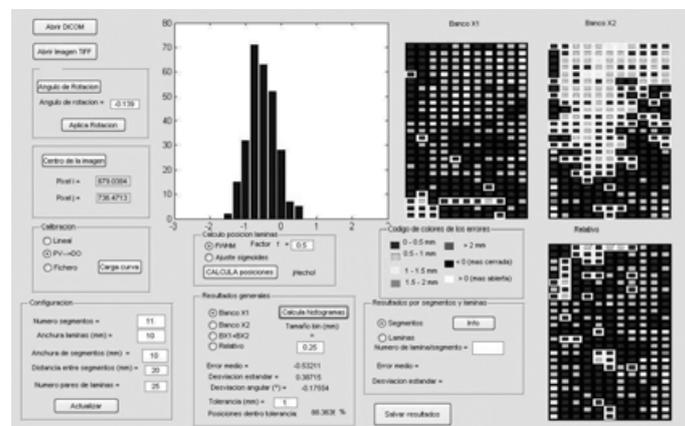


Figura 1. Interfaz gráfica del programa.

## Implementación del protocolo español de control de calidad de aceleradores al control diario de haces de electrones

ADAIMI HERNÁNDEZ, P. \*, RAMÍREZ ROS, J.C., DE LA CASA DE JULIÁN, M.A., CLEMENTE GUTIÉRREZ, F., CABELLO MURILLO, E., DÍAZ FUENTES, R., FERRANDO SÁNCHEZ, A.

Sección de Radiofísica, Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital 12 de Octubre. Madrid.

\* Correspondencia – C-e: pedroadaimi@hotmail.com

**Palabras clave:** control estadístico, electrones,  $R_{50}$

### Introducción

Se ha revisado el procedimiento de control diario de los haces de electrones para realizar medidas más significativas físicamente, que presenten una mejor reproducibilidad y más acordes con las recomendaciones del Protocolo Español de Control de Calidad en Aceleradores Lineales de Electrones de Uso Clínico.

El control de calidad diario para haces de electrones de alta energía que se venía realizando hasta ahora consistía en la comprobación de que la constancia de una serie de medidas (simetría, uniformidad, estabilidad de la energía, dosis central del haz) estuviera dentro de los valores de tolerancia establecidos.

La modificación introducida consiste en verificar la calidad del haz midiendo directamente variaciones de la profundidad de absorción a la que la dosis se reduce a la mitad de su valor en el máximo,  $R_{50}$ .

### Material y métodos

El dispositivo con el que contamos es un QC-6 Plus de PTW. El procedimiento que hemos llevado a cabo consiste en correlacionar las medidas de los rendimientos en profundidad en condiciones de referencia con medidas realizadas con el QC-6. Para ello, a una Distancia Fuente-Detector (DFD) constante, vamos interponiendo láminas de metacrilato para evaluar, en esas condiciones, qué espesor de metacrilato es necesario para obtener un valor cercano al máximo en la cámara Q5 y un valor cercano al 50% del máximo en la cámara Q6, además de que el valor que se obtiene con Q6 esté en la zona lineal. Por otro lado, tenemos que comprobar que las curvas para Q5 y Q6 son paralelas entre sí y que el rendimiento medido con el QC-6 tiene una pendiente similar a la del rendimiento del haz medido con diodos (diodo de campo EFD-3G y diodo de referencia RFD-3G de Scanditronix Wellhöfer) en una cuba de agua (RFA-300) y corregidos por la lectura de la dosis en la referencia medida con una cámara Markus de PTW.

Los electrómetros empleados para las medidas de dosis son PTW UNIDOS-E para la cámara Markus, CCU de Iba Dosimetry para los diodos, y PTW MULTIDOS-E para las medidas realizadas con el QC-6. Las medidas han sido realizadas en los aceleradores Saturno-43 de Varian y Primus de Siemens para haces de electrones de energías de 6, 9, 12 y 15 MeV nominales.

### Resultados y discusión:

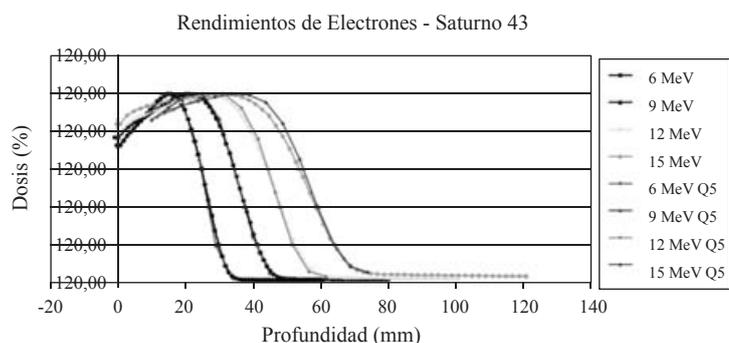
Los valores de los rendimientos en profundidad calculados con el QC-6 coinciden satisfactoriamente con los valores calculados con los diodos, con lo que la correlación establecida entre estas medidas permite obtener un control de calidad diario calculando variaciones en las medidas del QC-6.

También hemos implementado un sistema de control estadístico de las medidas obtenidas de las variaciones del  $R_{50}$  mediante el CuSum que permite detectar rápidamente pequeñas alteraciones sistemáticas en el valor del  $R_{50}$ .

### Conclusiones

Hemos implementado un sistema de control diario de las medidas de haces de electrones en los aceleradores en el que podemos calcular variaciones de su parámetro de calidad,  $R_{50}$ , lo que nos permite mejorar el sistema de medida al evitar incertidumbres cometidas en el antiguo procedimiento debido a ruido o bremsstrahlung, que nos daba valores poco significativos sobre la calidad del haz espectral, y así obtener un sistema rápido y diario de control relativamente eficaz de los parámetros del haz.

Al no medir el valor absoluto del  $R_{50}$ , si no su variación, no evitamos realizar el obligado control mensual de este parámetro, pero teniendo en cuenta que éste no suele variar mucho, lo que obtenemos es un sistema de control diario que refleja mejor y de forma más realista la situación física del acelerador.



## Control de calidad de CML usando EPID: técnica de aproximación cúbica

PINO LEÓN, C. \*, PUÉRTOLAS HERNÁNDEZ, J.R., LOZANO FLORES, F.J., LARRETxea Etxarri, R.

Hospital Donostia, Donostia.

\* Correspondencia – C-e: Carlos.pinoleon@osakidetza.net

**Palabras clave:** calidad, CML, multiláminas, gap, EPID.

### Introducción

En la implementación de la IMRT en los centros de radioterapia cada vez se requiere más precisión en el control de calidad del acelerador lineal. En concreto las precisiones que se requieren en el control de calidad del CML (colimador multiláminas) son superiores a 0.5 mm. En este sentido se suele estar instaurando en muchos centros el uso de la técnica del “garden fence”. En esta se obtiene una imagen de campos de 2 cm contiguos utilizando un EPID (Electronic Portal Image Device). En este trabajo se ha desarrollado una técnica de análisis automática de la imagen del EPID utilizando imageJ 1.43 aumentando así la precisión y eficiencia y suprimiendo la subjetividad del análisis.

### Material y métodos

- Acelerador Lineal Artiste de 160 MLC con EPID Otivue 1000 ART®
- Programa ImageJ 1.43

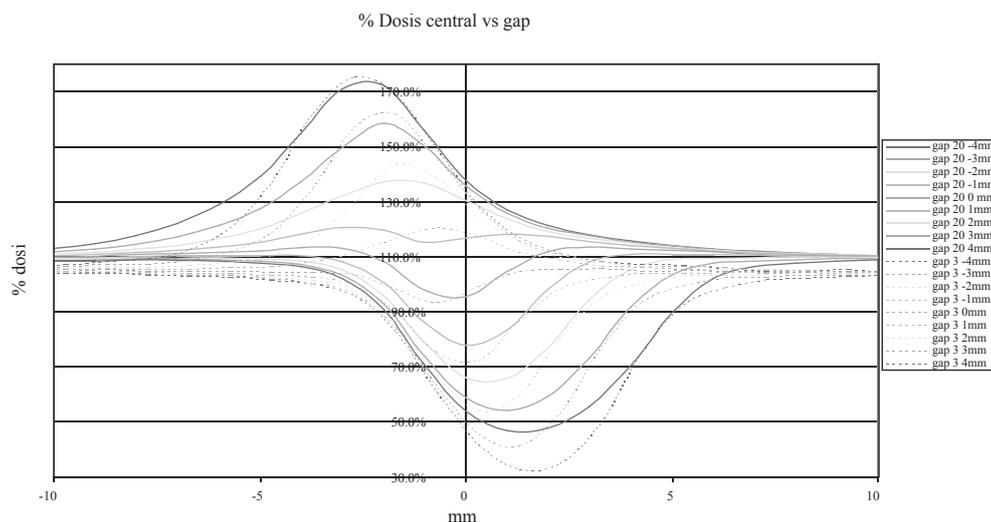
Se ha estudiado como se suman las penumbras de diferentes campos para diferentes cantidades de separación entre los límites de campo ( $R_{50}$ ). La altura de los máximos (campos superpuestos) y mínimos (campos separados) se ha correlacionado con el gap existente entre las láminas utilizando un ajuste tangencial primero y un polinomio cúbico después. El método se basa en dos hipótesis:

- La linealidad entre nivel de gris y dosis en el rango 0-15 UM para el 1000 ART en toda su superficie.
- La reproducibilidad casi perfecta en el posicionamiento del EPID.

Cumpliendo estas dos hipótesis el análisis de las imágenes de 1024x1024 píxeles se puede automatizar para obtener los gaps entre las láminas en 9 posiciones nominales de las láminas (-9.5, -7.5, -3.5, -1.5, 0, 1.5, 3.5, 5.5 y 7.5 cm) de una forma diaria.

### Resultados y discusión:

La experiencia realizada durante un mes de esta técnica nos ha permitido realizar un estudio de la estabilidad del 160 MLC. El resultado en un mes ha sido excelente, sugiriendo la posibilidad de reducir el control de diario a semanal. Las diferencias entre ambos métodos tangencial y cúbico son mínimas. Los resultados obtenidos entre uno y otro difieren en menos de 0.1 mm. La precisión estimada del método en el posicionamiento de las multiláminas es de 0.25 mm y debido a su facilidad no supone ningún incremento significativo de tiempo en el control de calidad del ALI.



### Conclusiones

El método se puede utilizar en rutina.

## **Establecimiento del estado de referencia inicial de un acelerador lineal Varian True Beam**

SALDAÑA GUTIÉRREZ, P.\*, LLÁCER MARTOS, S., NAVARRO JIMÉNEZ, D., PUXEU VAQUÉ, J., LIZUAIN ARROYO, M.C.

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Institut Català d'Oncologia. L'Hospitalet de Llobregat. Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: psaldana@iconcologia.net

**Palabras clave:** estado de referencia, sistema monitor, true beam, flattening filter free, puesta en marcha.

### **Introducción**

El establecimiento del estado de referencia de un acelerador Varian True Beam se ha llevado a cabo siguiendo las recomendaciones de las normas IEC 60976 e IEC 60977. Se ha medido el índice de calidad del haz de radiación para las diferentes energías, la dosis absorbida de referencia, los perfiles, las curvas de PDP (porcentaje de dosis absorbida en profundidad) y se han realizado diferentes pruebas sobre el sistema monitor. Finalmente se presenta una descripción de todas las pruebas realizadas junto con la discusión de los resultados obtenidos.

### **Material y métodos**

Todas las pruebas del sistema monitor se han realizado en agua sólida, con una cámara de tipo Farmer. La excepción fueron las medidas de la dependencia angular, la dependencia con la rotación y la homogeneidad de la dosis absorbida en arco, que se midieron en aire. Las medidas de la dosis absorbida de referencia se han realizado en agua, también con una cámara de tipo Farmer.

El acelerador Varian True Beam produce haces de fotones de 6 MV, 10 MV y 15 MV con filtro aplanador, y haces de 6 MV y 10 MV sin filtro aplanador. Nos referiremos a estos últimos como 6X FFF (*Flattening FilterFree*) y 10X FFF.

### **Resultados y discusión**

A continuación, se presentarán los resultados obtenidos en las diversas pruebas realizadas para el establecimiento del estado de referencia inicial.

- Los perfiles de los haces FFF tienen el máximo de dosis absorbida sobre el eje central y ésta decrece gradualmente hacia los límites del campo.
- Las curvas de PDP de los haces FFF se desplazan hacia la superficie. Esto se debe a que al no usar filtro aplanador el haz contiene fotones de baja energía.
- Las penumbras de los haces FFF son menores para profundidades pequeñas debido al menor alcance de los electrones secundarios. Según aumenta la profundidad, la penumbra crece debido a la mayor dispersión que sufren los haces FFF.
- Se compararán los datos de las pruebas realizadas sobre el sistema monitor con las mismas realizadas en un acelerador Varian Trilogy en funcionamiento desde el 2007, obteniéndose resultados comparables en orden de magnitud.
- Durante la puesta en marcha, se ha puesto de relieve la ventaja que supone la precisión submilimétrica del posicionamiento de la mesa a la hora de situar los sistemas de medida.

**Tabla1.** Resumen Pruebas Sistema Monitor (máxima diferencia porcentual)

	Repetibilidad	Linealidad	Dependencia Angular	Dependencia Rotación	Estabilidad después Dosis Alta	Homogeneidad Dosis en Arco
Tolerancia	2.00%	2.00%	2.00%	2.00%	2.00%	2.00%
6 MV	0.05%	0.95%	0.41%	0.51%	0.04%	0.28%
10 MV	0.03%	0.58%		0.84%		0.28%
15 MV	0.15%	0.94%	0.74%	0.95%	0.01%	0.30%
6 MV FFF	0.07%	0.32%	0.21%	0.21%	0.02%	0.84%
10 MV FFF	0.09%	0.41%		0.61%	0.03%	0.36%
6 MeV	0.18%	0.88%	0.43%		0.25%	
9 MeV	0.14%	0.66%		0.59%		
12 MeV	0.08%	0.30%				
16 MeV	0.05%	0.38%		0.38%		
20 MeV	0.11%	0.19%	0.84%		0.19%	

### **Conclusiones**

Las medidas realizadas en el acelerador lineal Varian True Beam durante la puesta en marcha de mismo han mostrado el alto grado de precisión no solo de sus componentes dosimétricos sino también de los elementos mecánicos.

Las pruebas realizadas muestran una gran estabilidad del sistema monitor de la máquina con todos lo valores dentro de las tolerancias establecidas por las normas IEC.

## Control de calidad del tiempo de reacción de las láminas de un equipo de tomoterapia

SEVILLANO MARTÍNEZ, D.\*, MÍNGUEZ AGUILAR, C., GARCÍA BALTAR, J.A., DELGADO RODRÍGUEZ, J.M.

Unidad de Tomoterapia. Grupo IMO, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: dsevillano@grupoimo.com

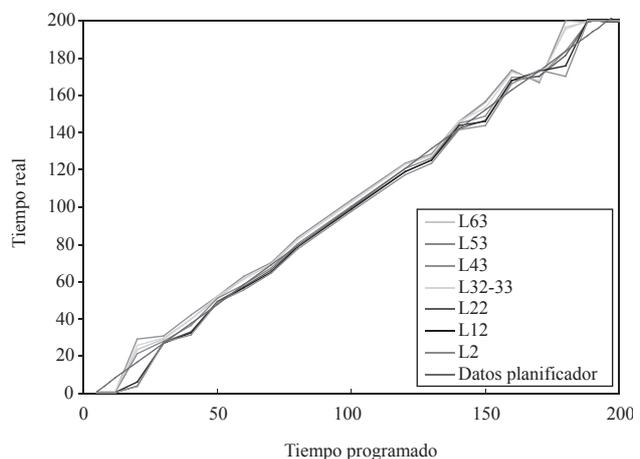
**Palabras clave:** tomoterapia, control de calidad, IMRT, colimador multilámina binario, curva de latencia.

### Introducción

El equipo de tomoterapia helicoidal modula la intensidad mediante un colimador multilámina binario movido por aire a presión. Esta modulación de dosis se realiza a través de los distintos tiempos de apertura de cada lámina durante una proyección, lo que hace que sea necesario tener en cuenta la diferencia entre el tiempo de apertura programado y el real. La forma de caracterizar el colimador multilámina en el planificador es mediante el ajuste lineal para distintos tiempos de proyección de la relación entre el porcentaje del tiempo de apertura programado y el real. Este ajuste es el mismo para todas las láminas ya que la fuente que produce el movimiento es el aire a presión, siendo cada lámina activada por una válvula. En este trabajo se han obtenido de forma independiente las curvas de latencia del colimador multilámina para compararlas con las incluidas en el planificador. También se han medido curvas variando el número de láminas empleadas y la orientación del acelerador.

### Material y métodos

A partir de los datos obtenidos del detector de imagen del acelerador se han obtenido curvas de latencia para tiempos de proyección desde los 200 ms (lo que equivaldría a un periodo de rotación de 10 s) hasta los 1000 ms (51 s de periodo de rotación) en el caso en que se abren 8 láminas a la vez y con el acelerador en la posición de 0° (Figura 1). Estos mismos datos son los que se utilizan durante el comisionado del equipo para caracterizar el colimador, por lo que nos permitirá comprobar la constancia de las curvas a lo largo del tiempo. Para obtener el ajuste de las rectas se calcula primero el promedio de las curvas de latencias de las 8 láminas, a partir del cual se ajustará la recta que se incluirá en el planificador. Para investigar el comportamiento de las láminas una a una se ha obtenido la curva de latencia para un procedimiento con tiempo de proyección de 400 ms y en el que se utilizan todas las láminas. Primero se compararon las rectas ajustadas para ese tiempo de proyección en los dos casos (8 láminas y todas las láminas) empleando las mismas láminas para realizar el ajuste y también se ha estudiado la diferencia de cada una de las láminas con respecto a su promedio para comprobar si podemos detectar un comportamiento anómalo de alguna de las láminas. Los parámetros utilizados en el análisis fueron el promedio y la desviación estándar de la diferencia entre el tiempo de apertura de cada lámina y del promedio de todas ellas. También se midieron las curvas de latencias con tiempo de proyección de 400 ms para posiciones del acelerador de 90°, 180° y 270°. En este caso se analizó la diferencia de cada una de las láminas empleadas para los distintos ángulos con respecto a la curva obtenida a 0°.



**Figura 1.** Relación entre el tiempo de apertura programado y el real para un tiempo de proyección de 200 ms.

### Resultados y discusión

Se han comparado las curvas de latencia obtenidas con aquellas incluidas en el planificador. Los resultados de los ajustes lineales se encuentran dentro del 1% en cuanto a la pendiente y en 3 ms en la ordenada en el origen con respecto a los comisionados. Se observa en todas las curvas un tiempo mínimo de reacción de unos 20 ms. Esto concuerda con datos publicados anteriormente, y es un efecto que tiene en cuenta el planificador eliminando cualquier apertura de lámina inferior a ese tiempo. Las mayores variaciones con respecto al ajuste de las rectas se producen para los tiempos más cortos y más largos en cada proyección, sin embargo se observa que esta diferencia puede implicar tanto una sobrestimación como una subestimación del tiempo de apertura según la lámina de la que se trate, por lo que la importancia clínica de este hecho pierde relevancia. Se compararon las curvas del procedimiento con 8 láminas y la curva del procedimiento con todas las láminas antes y después de una avería. En la medida previa se observaron ligeras diferencias tanto en la pendiente como en la ordenada en el origen. Siendo de mayor pendiente la recta cuando se abren todas las láminas a la vez. Estas diferencias parecen debidas a que el tiempo de reacción aumenta cuando se tienen que abrir todas las láminas. Después de la avería en una de las válvulas del colimador y del engrasado de éste

la diferencia entre ambas curvas disminuyó considerablemente, siendo prácticamente idénticas. Parece claro que el engrasado tiene una incidencia clara en el comportamiento del colimador, haciéndolo menos dependiente del número de láminas utilizadas.

Cuando se ha analizado el comportamiento de las láminas una a una no se ha podido encontrar un parámetro válido para detectar alguna anomalía. En este caso no se ven diferencias considerables entre las medidas previas y posteriores al engrasado. Los valores de diferencias promedio y desviaciones estándar de las diferencias de cada lámina siguen siendo muy similares.

La comparación de las curvas para distintos ángulos del acelerador muestra que éstas permanecen sin diferencias significativas, sin poder establecer ninguna tendencia en el comportamiento de las láminas con la orientación. Las diferencias son mayores para los menores y mayores tiempos de apertura, llegando a haber diferencias de 10 ms, sin embargo, ésta no llega a ser mayor de 2 ms en las zonas centrales de la curva.

### **Conclusiones**

Con la obtención de las curvas de latencia podemos comprobar la constancia de estas curvas a lo largo del tiempo y su coherencia con aquellas introducidas en el planificador, también hemos podido comprobar que este comportamiento es similar para distintas condiciones que se dan durante un tratamiento real, tales como el uso de distintos números de láminas o la orientación del brazo del acelerador en un determinado momento. Hasta el momento no se ha podido encontrar ningún parámetro que nos pueda indicar si alguna lámina tiene un comportamiento anómalo.

## Comparación de la sensibilidad en cuatro arrays de detectores mediante el índice gamma

PEREIRA, L.\*, DEL MORAL, F., MEILÁN, E., TEJEIRO, A., VÁZQUEZ, J., ANDRADE, B., LÓPEZ, A., MEDAL, D., SALVADOR, F., SALGADO, M.

Hospital do Meixoeiro, Vigo.

\*Correspondencia – C-e: lorena.menainas@gmail.com

**Palabras clave:** control calidad, IMRT, array de detectores, índice gamma.

### Introducción

La alta modulación de los campos en los tratamientos de IMRT requiere de un control de calidad para la verificación de la dosis. Las casas comerciales han elaborado diferentes aparatos de control. En este texto se comparan cuatro equipos de medida utilizando el índice gamma para evaluar la sensibilidad de cada aparato en la detección de varios errores inducidos.

### Material y métodos

Se han utilizado campos de planes de IMRT (cabeza-cuello) calculados con Xio<sup>®</sup> CMS (versión 4.60.00). El acelerador lineal que ha reproducido los planes fue el Oncor Impression<sup>®</sup> Siemens equipado con un MLC de 41 pares de láminas. Los equipos de control de calidad han sido: MapCheck<sup>™</sup> (array 2D con 445 diodos tipo-n, área activa:  $0.8 \times 0.8 \text{ mm}^2$ , Sun Nuclear), MapCheck2<sup>™</sup> (array 2D de 1527 diodos tipo-n, área activa:  $0.8 \times 0.8 \text{ mm}^2$ , Sun Nuclear) ArcCheck<sup>™</sup> (array 3D con geometría cilíndrica de 1386 diodos tipo-n, área activa:  $0.8 \times 0.8 \text{ mm}^2$ ; Sun Nuclear) y Matrixx<sup>™</sup> (array 2D de 1020 cámaras de ionización con un volumen activo de  $0.08 \text{ cm}^3$ , IBA dosimetry).

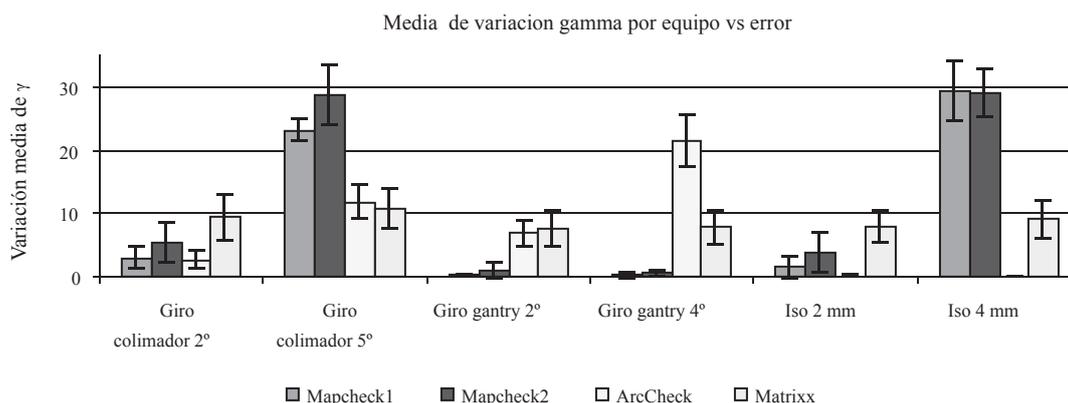
La metodología del trabajo consistió en introducir errores en los campos planificados: giro colimador 2° y 5°, giro de gantry 2° y 4° y cambio del isocentro 2 mm y 4 mm en la dirección lateral (eje X). Las medidas se realizaron con campos individuales medidos con el gantry a 0°.

El análisis de datos consistió en la evaluación de la variación del índice gamma relativo, con el criterio 3% de diferencia en dosis a 3 mm y con un umbral de un 10% en dosis, entre la distribución de dosis calculada y la medida para el plan original y el plan con los errores inducidos.

### Resultados y discusión

En la siguiente gráfica se muestra el promedio de la variación del índice gamma, con su desviación estándar, entre el campo original y el campo con el error inducido.

En todos ellos el Matrixx mostró prácticamente la misma capacidad para detectar errores independientemente de la magnitud del error. Mapcheck y Mapcheck2 mostraron diferente respuesta según error y magnitud. Sin embargo, ambos presentaron dificultades para detectar errores en giro de gantry, esto puede ser debido a que no están preparados para detectar este tipo de error, pues su uso se limita a medir planos de dosis perpendiculares al eje del campo. Es el Arccheck el más sensible a los giro de gantry como prevé su geometría cilíndrica.



### Conclusiones

La capacidad de estos aparatos para detectar errores está limitada por el tamaño del detector individual, tipo de detector, la distancia entre detectores en el array, las correcciones del software, y la configuración geométrica. MapCheck y MapCheck2 son especialmente sensibles a giros de colimador y movimiento de isocentro, y el ArcCheck tiene máxima sensibilidad a la rotación de gantry, ya que su diseño está más orientado a control de calidad en tomoterapia. El Matrixx es sensible a todo tipo de error aunque su respuesta se muestra más independiente de la magnitud del mismo.

Por estas razones es necesario tener en cuenta las limitaciones de cada array y las necesidades de cada hospital para la elección de un equipo de control de calidad.

Este trabajo ha sido financiado por la Consellería de Economía e Industria de la Xunta de Galicia (España), a cargo del proyecto de investigación 09SIN007CT.

## **Estudio de viabilidad técnica y económica del uso de un sistema de dosimetría portal para el control de calidad de aceleradores lineales**

---

FA, X.\*, PIRO, N., SÁNCHEZ, N., TORIBIO, I., HERMIDA, M., SEOANE, A., SAEZ, J., BELTRÁN, M.

Hospital General Vall d'Hebron, Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: xfa@vhebron.net

**Palabras clave:** QC, dosimetría portal, radiocrómicas, EBT2, RTQA2.

### **Introducción**

Se ha estudiado la viabilidad del sistema de visión portal Varian AS500-II, calibrado en modo dosimétrico, como sustitutivo de las placas radiocrómicas en las pruebas de control de calidad que requiriesen el uso de dichas películas. Durante un período de dos meses se han analizado tanto las características dosimétricas del sistema como las características mecánicas de posicionamiento. Además se ha realizado una estimación económica del ahorro anual que supondría la sustitución de la película radiocrómica por el sistema portal en un acelerador multienergético.

### **Material y métodos**

Acelerador Varian Clinac 2100 iX C/D (Fotones de 6 y 18 MV) dotado de un sistema de visión portal AS500-II, brazo robótico "Exact-Arm" y sistema de adquisición de imagen IAS3. Placas radiocrómicas Gafchromic EBT2 y RTQA2. Analizador de haces automático Scanditronix Wellhoffer RFA-300 y microcámaras RK. Se estudió la estabilidad mecánica del sistema comprobando la exactitud y repetibilidad en el posicionamiento del brazo robótico a lo largo de dos meses. Asegurada esta estabilidad mecánica se estudió la relación entre unidades de calibración y unidades monitor. Se comparó el tamaño de campo de radiación obtenido con el sistema portal respecto el tamaño de campo obtenido con el analizador automático y las placas radiocrómicas, y se midió la coincidencia luz radiación mediante marcadores radioopacos. Finalmente se estudió la estabilidad de la señal obtenida (en función de la tasa del acelerador) y se definió un parámetro para monitorizar la constancia de energía del haz de radiación.

### **Resultados y discusión**

La exactitud y repetibilidad del posicionamiento mecánico de la unidad ha revelado una incertidumbre menor que la tolerancia del fabricante para este modelo de brazo robótico, la cual es de 1 milímetro. La relación entre la señal calibrada (en "calibration units") y las unidades de monitor disparadas muestra una relación lineal desde 5 hasta 400 unidades monitor, para una tasa dada de 300 UM/min y para las dos energías de fotones disponibles.

Las diferencias de los tamaños de campo obtenidos entre el sistema portal y los otros sistemas de medida fueron siempre inferiores al milímetro. La estabilidad de la lectura resultó con diferencias entorno al 0.2%, respecto el valor medio obtenido. Se procedió a realizar una serie de disparos con dos pequeños filtros de acero, con grosores de 30 y 5 milímetros respectivamente para, mediante su relación, obtener un parámetro que permita verificar la constancia de la energía del haz, abriendo la posibilidad de utilizar el portal como sistema de medida diaria rápida para fotones.

El estudio económico nos muestra que para un acelerador multienergético Varian, el ahorro anual en placas radiocrómicas dedicadas a control de calidad puede llegar a ser aproximadamente de 215 placas (Entre EBT2 y RTQA2) lo que con el coste actual supone un ahorro de 4600€. Este ahorro se calcula suponiendo el cumplimiento mínimo de las pruebas explicitadas en el Real Decreto 1566/1998 en el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia.

### **Conclusiones**

El sistema de visión portal AS500-II de Varian, junto al módulo de dosimetría portal, ha mostrado a lo largo de todo el estudio unas características apropiadas para su uso en el control de calidad periódico de aceleradores. Se ha mostrado como un sistema de medida más rápido y más estable que las placas radiocrómicas y con un ahorro económico sustancial respecto dicho material fungible.



## Beam-Matching de dos aceleradores Primus Hi

MANCHA P. J., ALMENDRAL P., CARBAJO J.C.\*, ROBERTO D., CASTILLO M., ANTÚNEZ R.

Complejo Hospitalario Universitario Infanta Cristina, Badajoz.

\*Correspondencia – C-e: jescch@yahoo.es

**Palabras clave:** Beam-Matching, Primus, modelado, dosimetría física.

### Introducción

La intención del presente trabajo es transmitir la experiencia del procedimiento “Beam-Matching” (BM) aplicado a dos aceleradores Primus Hi del Servicio de Oncología Radioterápica en el Complejo Hospitalario Universitario Infanta Cristina de Badajoz.

Está ampliamente aceptado que cada acelerador lineal de electrones de uso médico requiere un conjunto de medidas específicas, aun cuando se adquieran varias unidades del mismo modelo y fabricante. Sin embargo, es cada vez más común adquirir unidades de un mismo fabricante “ajustadas” de modo que un único conjunto de medidas pueda caracterizarlas por igual en el sistema de planificación de tratamientos del servicio. A este procedimiento de ajuste se le ha denominado BM. El beneficio principal consiste en la ventaja obtenida por el servicio de oncología radioterápica, al poder distribuir de un modo más sencillo y flexible los tratamientos de los pacientes sobre las unidades; beneficio que incluye aspectos que también favorecen al servicio de radiofísica.

No obstante, el criterio propuesto por el fabricante de las unidades suele resultar escaso para asegurar los estrictos criterios de garantía de calidad dosimétrica al uso, como ya se refleja en la literatura científica.

### Material y métodos

El Servicio de Oncología Radioterápica dispone de dos aceleradores Primus Hi de Siemens, números de serie (N/S): 3653 y 5046. Ambos cuentan con dos energías de fotones (6 y 18 MV) y cinco de electrones (6, 9, 12, 15 y 18 MeV) comisionadas, así como 3-D MLC™, PRIMEVIEW 3i, SIMTEC™ AFS, VIRTUAL WEDGE™ y mesa de tratamiento ZXT™. El sistema de planificación durante el procedimiento del BM fue PCRT3D de Técnicas Radiofísicas (v 5.08).

El procedimiento de BM consistió básicamente en los siguientes pasos:

- Ajuste del acelerador N/S 3643 con el acelerador N/S 5046 por Siemens.
- Realización de las pruebas de aceptación según el protocolo ordinario de Siemens.
- Adquisición de medidas adicionales para el nuevo estado de referencia inicial de la unidad ajustada y BM.
- Comparación de medidas del acelerador ajustado con unidad N/S 5046 y con su modelado en PCRT3D.

Las comparaciones de las distintas medidas se realizaron mediante errores relativos, en el caso de parámetros. En la comparación de curvas dosimétricas se evalúan los errores mediante las diferencias porcentuales de dosis locales, incluyendo en las zonas de alto gradiente verificaciones en términos de distancia. Estos criterios siguen las recomendaciones del Protocolo para control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes de la Sociedad Española de Física Médica. En nuestro caso:

- $Diferencia\% = 100 \times (D_{medida} - D_{referencia}) / D_{referencia}$

El objetivo final del BM es poder utilizar un único conjunto de medidas para modelar ambos aceleradores en el sistema de planificación; en este caso, el conjunto de medidas tomadas en la unidad instalada más reciente en el servicio (PRIMUS Hi N/S 5046).

### Resultados y discusión

Los valores relativos a calidad del haz (TPR20/10, R50,  $dm_{\max}$ ,  $Rm_{\max}$ ) se muestran todos dentro de las tolerancias habituales. También son correctas las comparaciones de los factores de campo medidos para los haces de fotones. Sin embargo, las desviaciones observadas sobre las distintas curvas comparadas (PDD, perfiles abiertos, perfiles con cuñas reales y virtuales) presentan algunos valores ligeramente fuera de tolerancia. En la mayoría de los casos, los problemas surgen sobre las zonas de build-up en los rendimientos y de penumbras y zonas externas en los perfiles.

Las mayores desviaciones respecto a las tolerancias habituales se encuentran en los perfiles de las cuñas virtuales y reales cuando se comparan con los perfiles modelados en el planificador.

### Conclusiones

Se considera aceptable el procedimiento de Beam Matching para todas las energías disponibles. El conjunto de datos adquiridos durante el modelado del Primus Hi N/S 5046 en el PCRT3D se establece como válido para ambas unidades, incluyendo sus valores como referencias para las subsiguientes pruebas del programa de garantía de calidad.

El hecho de que las mayores desviaciones se encuentren al comparar perfiles con cuñas entre unidad y planificador refuerza la idea, presente en otros trabajos que abordan el tema, de incluir como tercer actor al sistema de planificación en un protocolo de BM.

Análogamente, se comprueba la necesidad de crear conjuntamente, por parte de las sociedades de física médica y los fabricantes, protocolos ampliados sobre las pruebas realizadas.

## **Determinación de la dependencia angular del detector matricial MatrixX-evolution de IBA**

MATEOS, J.C.\* , LUIS, F.J., SÁNCHEZ, G., HERRADOR, M.

Servicio de Radiofísica. HHUU Virgen del Rocío. Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: jcmateos@us.es

**Palabras clave:** detector MatriXX IBA, corrección angular, VMAT, IMRT.

### **Introducción**

El detector matricial de Matrixx-Evolution, (IBA, Alemania), está constituido por 1020 cámaras de ionización de forma cilíndrica, con un diámetro de 4.5 mm y 5 mm de altura y con una distancia de 7.62 mm entre sus centros. El punto efectivo de medida está situado a una profundidad efectiva de 3 mm de la superficie. La sensibilidad en irradiación normal a la superficie es de 0.42 Gy/nC. No obstante, cuando la irradiación se realiza de forma oblicua a la superficie existe una variación, si bien pequeña según datos del fabricante, en dicha sensibilidad. El objetivo, de este trabajo consiste en la determinación de la corrección por la dependencia angular de este detector cuando se utiliza en el maniquí Multicube (IBA, Alemania), en la verificación de tratamientos de VMAT o IMRT, mediante el software OP'IMRT (IBA, Alemania).

### **Material y métodos**

Se dispone de un Sistema de Planificación Philips Pinnacle V9.0 (TPS), detector matricial de cámaras de ionización Matrixx-Evolution, Maniquí rectangular Multicube en cuyo interior se dispone el detector anterior, y sensor de ángulo (IBA, Alemania), del brazo de la unidad de tratamiento. El método empleado supone dos consideraciones según el fabricante: a) la respuesta angular de las cámaras es idéntica, b) la respuesta a ángulos simétricos respecto de la normal a la superficie también es idéntica. Por ello, se han comparado la dosis calculada en el TPS sobre las imágenes de TC del maniquí+detector, con la dosis medida por el detector situado en un plano sagital, al objeto de evitar la mesa de tratamiento. El campo empleado ha sido de 10 x 10 cm aplicando 100 um en cada haz, con ángulos de gantry entre 270° a 90° en intervalos de 5° y de 355° a 5° en intervalos de 1°. El factor de corrección para cada ángulo se ha obtenido como cociente entre las dosis medidas por el detector Matrixx y las calculadas por el TPS, normalizadas respecto del valor a incidencia perpendicular (270°) en ambos casos en una región de interés correspondientes a las cuatro cámaras centrales del detector, (15.24 mm x 15.24 mm). Estos factores implementados en hoja Excel en formato de datos separados por comas, se importa en el software OmniProIMRT para su posterior aplicación en la verificación de los tratamientos de IMRT o VMAT.

### **Resultados y discusión**

Los factores de corrección calculados oscilan alrededor del 5% del valor de referencia en incidencia normal, y coinciden de forma aproximada con los obtenidos por otros autores. La mayor variación en la sensibilidad ocurre en incidencia acentuada respecto del plano normal al de los detectores. Se ha aplicado la corrección angular a tratamientos de VMAT para optimizar la evaluación de la dosimetría de pacientes.

### **Conclusiones**

Los resultados obtenidos permiten concluir que, si bien la corrección efectuada es recomendada por el fabricante, no ha representado variaciones esenciales en la distribución de dosis medida experimentalmente.

## **Comisionado del acelerador Elekta Synergy para tratamientos de VMAT**

---

MATEOS, J.C.\* , LUIS, F.J., CARRASCO, M., SÁNCHEZ, G., HERRADOR, M.

Servicio de Radiofísica. HHUU Virgen del Rocío. Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: jcmateos@us.es

**Palabras clave:** VMAT, Comisionado Acelerador

### **Introducción**

Los tratamientos de arcoterapia volumétrica (VMAT), forma especial de intensidad modulada, requieren unas exigencias electromecánicas importantes en el acelerador para cumplir los objetivos de las planificaciones utilizando esta técnica. Es necesario verificar mediante pruebas específicas adicionales a las convencionales, que el acelerador cumple los requerimientos específicos de esta nueva técnica.

### **Material y métodos**

Las pruebas realizadas han sido diseñadas por Bedford-Warrington, (2009) e incorporadas en nuestro acelerador ELEKTA Synergy por cortesía de su autor y la colaboración de técnicos de esta firma. Las pruebas se ejecutan disponiendo en acelerador en modo “servicio”. Las pruebas divididas en cuatro grupos analizan: a) simetría y homogeneidad en rotación en los sentidos de rotación del gantry y en baja y alta tasa, para un campo de 24x24 cm; b) calibración del MLC mediante una ventana deslizante (campo de 2x20 cm) en ambas direcciones transversales, para diferentes ángulos de gantry y colimador considerando todas las condiciones gravitatorias; c) calibración de las mandíbulas mediante pruebas similares a la anterior; d) constancia de la dosis en rotación medida en maniquí cilíndrico mediante película. Las medidas de simetría y homogeneidad se han realizado mediante un detector matricial (IBA STAR-TRACK), y películas radiocrómicas EBT2. Las correspondientes a ionización mediante cámara farmer PTW-F65G. Estas pruebas han requerido la fabricación de maniqués especiales para su ejecución.

### **Resultados y discusión**

Los resultados obtenidos en relación a las pruebas de simetría y homogeneidad en rotación están dentro de las tolerancias propuestas por Bedford (2009). Las medidas de ionización asociadas a la calibración del MLC (barridos en dirección L→R y R→L), no superan el 1% como valor máximo de la diferencia entre ellas, excepto en un caso en el que se obtiene una discrepancia del 1.78%. Los resultados correspondientes a la calibración de las mandíbulas, igualmente en términos de ionización, están dentro de tolerancia (1%), para 2 de 5 pruebas y las tres restantes no llegan al 2%. Las verificaciones de las pruebas con película se mantienen también por debajo del 5% como valor propuesto entre pruebas similares.

### **Conclusiones**

En resumen, los resultados obtenidos están dentro de tolerancia cuando las pruebas no requieren cambio en la posición de los maniqués. Las discrepancias surgen cuando se comparan resultados de pruebas en las que hay una incertidumbre añadida por el cambio de posicionamiento de los maniqués. Por todo ello, se concluye que el acelerador está preparado para impartir tratamientos de VMAT.

## Aplicación de técnicas de deconvolución en espectros de rayos X

BURGOS GARCÍA, D. \*, SANCHO LLERANDI, C., SÁEZ VERGARA, J.C., CORREA GARCÉS, E., LANZAS SÁNCHEZ, M.R., HERBELLA BLÁZQUEZ, M.

CIEMAT. Unidad de recuperación de terrenos radiológicamente contaminados, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: david.burgos@ciemat.es

**Palabras clave:** rayos X, deconvolución, espectros, Voigt, lorentziana.

### Introducción

La baja intensidad de las emisiones gamma del Pu-239 hace que para bajas concentraciones máxicas de actividad (del orden de Bq/g) sea muy difícil determinar su actividad en base a dichas emisiones. Sin embargo las emisiones de rayos X que tienen su origen en el reordenamiento de los electrones de la corteza atómica, que acompañan a la desintegración alfa del Pu-239, pueden ser muy útiles a la hora de detectar este contaminante y cuantificar su actividad. Los rayos X así emitidos, son característicos de la especie atómica descendiente, en el caso de la desintegración del Pu-239, el U-235. La probabilidad de estos procesos “radiativos” crece muy rápidamente al aumentar el número atómico –como  $Z^4$ –, por ello en el caso señalado, estas emisiones son especialmente adecuadas para el objetivo perseguido.

En numerosas ocasiones la actividad de Pu-239 viene acompañada de actividad de Am-241, descendiente del Pu-241. La desintegración del Am-241, al igual que la de Pu-239 viene acompañada de la emisión de rayos X característicos, en este caso del Np-237. Por tratarse de elementos de número atómico consecutivo, las emisiones de rayos X del U ( $Z=92$ ) y del Np ( $Z=93$ ) son de energías muy similares y por ello se produce inevitablemente el solapamiento de fotopicos en el espectro. Se plantea entonces la cuestión de si es adecuado intentar separar sus respectivas contribuciones en el espectro, aplicando técnicas de deconvolución de espectros.

### Material y métodos

Se han usado dos detectores de Ge HP de baja energía, con cristal de gran superficie 3800 mm<sup>2</sup> y buena resolución energética (FWHM < 0.45 KeV para la emisión de 5.9 KeV de Fe-55), dotados con blindajes específicos para bajas energías. Cada detector va provisto de cadena electrónica digital compacta y un programa de adquisición de espectros comercial. Los espectros registrados se han convertido a un formato adecuado y se han tratado con el programa de cálculo Matemática 4.0. De esta manera se han obtenido espectros de una fuente de Am-241, de otra fuente de Pu-239 de gran pureza y de varias muestras conteniendo estos dos radionucleidos.

Para dilucidar si la aplicación de técnicas de deconvolución podrían ayudar a separar las contribuciones de rayos X del U y del Np en los espectros obtenidos, se ha procedido de la siguiente manera:

1. Se construyen las funciones de Voigt, que son el resultado de convolucionar una distribución de Lorentz, que representa la forma natural de la emisión de rayos X y se caracteriza por una anchura natural  $\Gamma$ , con una gaussiana, que representa la respuesta del sistema de detección frente a una emisión idealmente monoenergética.
2. Se utilizan combinaciones de estas funciones para ajustar un espectro solo de Pu-239, otro solo de Am-241 y otro de una muestra que contiene ambos radionucleidos conjuntamente. Una vez ajustados estos espectros
3. Se estudia el solapamiento de las lorentzianas correspondientes a los ajustes efectuados.

### Resultados y discusión

Los resultados muestran que no solo hay solapamiento de las lorentzianas correspondientes al ajuste del espectro donde se midieron conjuntamente actividades de Pu-239 y Am-241, sino que además hay solapamientos de lorentzianas entre distintas emisiones del propio Pu-239 y en distintas emisiones del propio Am-241.

La interpretación de este resultado es muy clara: Aunque por métodos de deconvolución se lograra reconstruir los espectros reales de emisión de rayos X de las muestras, sin ningún tipo de degradación en la resolución, debido a la existencia de anchuras naturales en las emisiones,  $\Gamma$ , no se conseguiría ni separar las contribuciones del área en el espectro correspondientes a cada radionucleido Pu-239 y Am-241, ni siquiera las contribuciones de las distintas emisiones del Pu-239 o del Am-241.

Este resultado muestra claramente la dificultad añadida que los espectros de rayos X presentan, respecto a los espectros gamma, a la hora de utilizar sobre ellos técnicas de deconvolución de espectros.

Hay veces en que la actividad de Pu-239 y de Am-241 puede venir acompañada de la presencia de uranio.

El método de trabajo empleado puede servir para averiguar si las emisiones provenientes de la actividad de Pu-239 y de Am-241 puede producir fluorescencia en el uranio que los acompaña, alterando así las intensidades de algunas de las emisiones de rayos X del U, asociadas a la desintegración del Pu-239.

### Conclusiones

Si bien la aplicación de técnicas de deconvolución de espectros se presentan como inadecuadas para separar las contribuciones de las emisiones de rayos X asociadas a las desintegraciones de Pu-239 y del

Am-241, el método de estudio empleado puede ayudar a averiguar si hay o no, efectos de autofluorescencia en muestras que contengan, además de estos radionucleidos, uranio.



## Validación de la técnica de espectrometría Alfa por el laboratorio de bioeliminación para la medida de actividad en excretas

HERNÁNDEZ GONZÁLEZ, C.\*, SIERRA BERCEDO, I., BENITO ALONSO, P., LÓPEZ ZARZA, C.

Servicio de Dosimetría de Radiaciones. Departamento de Medio Ambiente. CIEMAT, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: carolina.hernandez@ciemat.es

**Palabras clave:** dosimetría interna, medida in-vitro, espectrometría Alfa, validación de métodos, calidad.

### Introducción

El Laboratorio de Bioeliminación del Servicio de Dosimetría de Radiaciones del CIEMAT se encuentra inmerso en un proceso de adaptación de su metodología de trabajo y de aseguramiento de la calidad a los requisitos técnicos y de gestión establecidos en la norma ISO/IEC 17025:2005 con el fin de obtener en breve plazo la acreditación ENAC.

Uno de los requisitos técnicos de dicha norma es la necesidad de realizar la validación de los métodos de trabajo empleados en el laboratorio, obteniendo evidencias objetivas de que se cumplen los requisitos particulares para el uso específico de los mismos. En este trabajo se describe la metodología empleada para validar una de las técnicas de medida más ampliamente utilizadas en el laboratorio: la Espectrometría Alfa. Dicha técnica se emplea en la cuantificación de actividad de los isótopos emisores alfa de Pu, Am, U, Th y Cm en muestras de orina y heces de trabajadores expuestos con riesgo de contaminación interna.

### Material y métodos

El Laboratorio de Bioeliminación cuenta con dos equipos de Espectrometría Alfa (Alpha Analyst, Canberra) constituidos por 24 cámaras provistas de un detector de semiconductor de barrera de superficie de silicio.

El plan de validación del método de cuantificación de actividad de emisores alfa mediante Espectrometría Alfa considera los siguientes factores:

- Empleo de patrones de referencia certificados tanto en la generación de curvas de calibrado como en los procesos de separación radioquímica (adición de trazadores).
- Estudio de las curvas de calibración en eficiencia y en energía para cada una de las 24 cámaras empleadas en el laboratorio de los últimos 4-5 años.
- Estudio de los rendimientos radioquímicos obtenidos en los últimos años tras la aplicación de los procedimientos analíticos, y su relación directa con el AMD (Actividad Mínima Detectable) aplicable en los programas de control y vigilancia.
- Medida de fondos: contaje mensual. Empleo de cámaras y detectores con fondos bajos como criterio para la obtención de bajos niveles de AMD.
- Participación del laboratorio en ejercicios de intercomparación internacionales.

### Resultados y discusión

Se analiza, a través de un estudio retrospectivo de las curvas de calibración en eficiencia y en energía de los últimos 4-5 años, el parámetro estadístico *t* de Student, considerando los valores de la ordenada en el origen y de la pendiente de las calibraciones en energía efectuadas en las 24 cámaras con la fuente certificada MC9612 que contiene <sup>233</sup>U, <sup>239</sup>Pu y <sup>241</sup>Am. Se calcula para cada detector los valores medios de dichos parámetros, junto con los valores máximos y mínimos como criterio de aceptación/rechazo de las calibraciones, para *n*-2 grados de libertad y con un nivel de significación de 0,05.

Los resultados muestran un coeficiente de variación promedio de cada equipo inferior al 2%, demostrando la robustez del procedimiento de calibración y medida empleado en el laboratorio.

Asimismo, el estudio de las eficiencias de contaje obtenidas durante el mismo periodo de tiempo se basa en el cálculo del promedio de la energía, canal y eficiencia de contaje tras la calibración con la fuente certificada MC9613 con <sup>241</sup>Am. Se pone de manifiesto que la capacidad de detección no muestra diferencias significativas dependiendo del detector, siendo el coeficiente de variación máximo obtenido del 3,6%. El promedio de eficiencias en cada uno de los dos equipos es de 26,80 ± 1,89% y 28,10 ± 0,94% respectivamente, pudiéndose emplear este valor promedio de eficiencias en el procedimiento de cálculo de actividad en las muestras medidas. Sin embargo, en el laboratorio se continúa utilizando el valor de eficiencia específico de cada cámara.

El estudio retrospectivo de los rendimientos radioquímicos obtenidos en los tres últimos años y su relación directa con el AMD aplicable en los programas de control y vigilancia dio como resultado valores medios mayores del 72% y del 60% para los isótopos de Pu y Am/Cm, respectivamente. Asimismo, el estudio muestra los valores mínimos obtenidos y que permiten alcanzar resultados de AMD aptos con fines dosimétricos.

Finalmente se presenta el análisis de los resultados de la participación del laboratorio en diferentes ejercicios de intercomparación internacionales desde el año 2003, en los cuales se viene demostrando año tras año la validez de los métodos radioquímicos empleados y de la técnica de medida.

### Conclusiones

Todas las evidencias expuestas y analizadas en este trabajo muestran que el método de Determinación de Actividad de Emisores Alfa en orina y heces utilizado en el Laboratorio de Bioeliminación del CIEMAT está validado para su empleo en el campo de aplicación establecido. Dicha validación es fundamental para cumplir los requisitos técnicos de la norma ISO/IEC 17025:2005 con el fin de obtener la acreditación ENAC como laboratorio de ensayo y calibración dentro del marco de la acreditación del Servicio de Dosimetría de Radiaciones del CIEMAT.

## Respuesta dosimétrica de un conjunto de dosímetros de anillo y de muñeca a haces de radiación de referencia y haces mixtos

GINJAUME, M.<sup>1,\*</sup>, CARNICER, A.<sup>1</sup>, ORTEGA, X.<sup>1</sup>, TORMO, M.L.<sup>2</sup>, AMOR, I.<sup>2</sup>, RODRÍGUEZ, M.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Técnicas Energéticas, Universidad Politécnica de Cataluña.

<sup>2</sup> Consejo de Seguridad Nuclear

\* Correspondencia – C-e: merce.ginjaume@upc.edu

**Palabras clave:** dosimetría ocupacional, extremidades, TLD, intercomparación

### Introducción

El control individual de la exposición a radiación externa es uno de los principales requisitos para asegurar una adecuada protección radiológica de los trabajadores expuestos a radiaciones ionizantes. En particular, colectivos como el personal sanitario que participa en procedimientos de radiología intervencionista, cardiología intervencionista y en la preparación y administración de radiofármacos pueden recibir dosis equivalentes significativas en extremidades, habitualmente en manos o en dedos. En este contexto, el Instituto de Técnicas Energéticas (INTE) de la Universidad Politécnica de Cataluña (UPC) y el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) firmaron un acuerdo para llevar a cabo un proyecto de investigación sobre “Análisis de las técnicas de dosimetría de extremidades. Propuesta de una metodología de calibración y caracterización”. El proyecto contemplaba la verificación de 8 sistemas dosimétricos de extremidades utilizados en diversos Servicios de Dosimetría Personal autorizados por el CSN.

### Material y métodos

Se organizó un ensayo piloto en el que participaron un conjunto de 6 servicios de dosimetría personal con un total de 8 sistemas dosimétricos: 6 de tipo anillo y 2 de muñeca. El estudio se desarrolló en dos fases. La primera incluyó los estudios de la respuesta energética de los dosímetros en campos de radiación fotónica de referencia. La segunda fase analizó la respuesta direccional y la respuesta a campos de radiación fotónica, beta y mixtos de los sistemas dosimétricos seleccionados. Los participantes desconocían las condiciones de irradiación de los dosímetros. Las irradiaciones se llevaron a cabo en el Laboratorio de Calibración y Dosimetría del INTE de la UPC.

Para la evaluación de los resultados se han aplicado los criterios recomendados por ICRP. El cociente obtenido entre el valor medido y el valor de referencia debe estar incluido entre los límites derivados de las denominadas “curvas de trompeta”, estableciéndose como tolerancia que un máximo de un 10% de las lecturas para cada grupo de dosímetros irradiados en un mismo punto de calibración, se encuentre fuera de los límites indicados en las curvas.

### Resultados

En la Tabla siguiente se resume el resultado de los 8 sistemas dosimétricos que han participado en el estudio piloto. Para cada uno se detalla si cumple con los límites de las curvas trompeta. Así mismo se señala el valor de la repetibilidad del sistema para un conjunto de dosímetros irradiados en las mismas condiciones.

Dosímetro		Todas las calidades	Todas las calidades excepto <sup>204</sup> Tl	Radiación fotónica	s < 10%	s < 20%	s < 30%
anillo	1	No	Sí	Sí	✓ (excepto <sup>204</sup> Tl)	✓ (para <sup>204</sup> Tl)	
	2	Sí	Sí	Sí			✓
	3	Sí	Sí	Sí	✓		
	4	Sí	Sí	Sí		✓	
	5	No	Sí	Sí	✓		
muñeca	6	No	No	No			
	7	No	No	No			
	8	No	Sí	Sí	✓		

El análisis de los resultados permite concluir que la mayoría de sistemas de extremidades ensayados son adecuados para la estimación de la dosis en muñeca o dedo, de los trabajadores expuestos. Sin embargo, el estudio también pone de manifiesto las dificultades de diversos sistemas dosimétricos para medir la radiación beta del <sup>204</sup>Tl (760 keV de energía máxima) e incluso del <sup>90</sup>Sr/<sup>90</sup>Y (2274 keV de energía máxima) cuando la incidencia no es normal. Estas limitaciones pueden tener implicaciones prácticas en campos de radiación beta y en algunas situaciones en las que se manipulen emisores de positrones.

### Conclusión del estudio

A partir del estudio de los resultados del ensayo piloto, y de los protocolos y normas de calibración internacionales disponibles, se ha elaborado un informe sobre “Metodología de calibración y caracterización de sistemas de dosimetría de extremidades” cuyo cumplimiento garantiza una respuesta satisfactoria del sistema dosimétrico para los campos de radiación más frecuentes en aplicaciones sanitarias.



## Evaluación del aseguramiento de la calidad de los resultados de calibración en base a la repetición de las calibraciones

MESTRE DE JUAN, V.\*, ALABAU ALBORS, J., GÓMEZ LLOBAT, A.

Centro Nacional de Dosimetría. Valencia.

\* Correspondencia – C-e: mestre\_vic@gva.es

**Palabras clave:** aseguramiento de la calidad intralaboratorio, intercomparaciones internas.

### Introducción

Nuestro laboratorio de calibración está acreditado por la Entidad Nacional de Acreditación (ENAC) de acuerdo con la norma UNE-EN ISO/IEC 17025:2005 para la calibración de instrumentos de medida de radiaciones y la irradiación de dosímetros personales en los niveles de protección y diagnóstico utilizando para ello rayos X.

La acreditación implica la validación técnica de los procedimientos de trabajo, la trazabilidad de las calibraciones y medidas realizadas respecto a las unidades del Sistema Internacional y la implantación de un sistema de calidad que satisfaga los requisitos de la norma para demostrar que el laboratorio es técnicamente competente y produce resultados válidos. En este sentido, para garantizar el aseguramiento de la calidad de los resultados de calibración, tal y como indica la norma en su apartado 5.9, el laboratorio tiene establecidos procedimientos de control de calidad de su actividad. De esta forma, el laboratorio participa tanto en ejercicios de intercomparación interlaboratorios, recorriendo cíclicamente todo el rango de calidades de radiación recogido en el alcance de su acreditación, como en ejercicios de intercomparación intralaboratorio. En este caso, repite trimestralmente por dos operadores distintos tanto la calibración de una cámara de ionización como la irradiación de un dosímetro personal de lectura directa.

El criterio seguido tanto en las intercomparaciones internas como en las externas para considerar que no se producen diferencias significativas entre los dos resultados obtenidos es que el índice de compatibilidad,

$$IC = \frac{|N_x(1) - N_x(2)|}{\sqrt{I_x(1)^2 + I_x(2)^2}},$$

sea menor que la unidad, siendo  $N_x(1)$  y  $N_x(2)$  los factores de calibración obtenidos mediante las medidas 1 y 2 e  $I_x(1)$  e  $I_x(2)$  sus correspondientes incertidumbres.

Hasta la última revisión del sistema de calidad, se ha venido usando el mismo criterio para el cálculo del índice de compatibilidad en las intercomparaciones internas y externas. Los valores del IC en los controles internos han sido generalmente inferiores a 0,1 debido a la fuerte correlación existente entre los resultados obtenidos por los dos operadores pudiendo quedar enmascarado un sesgo no controlado. Se presenta en este trabajo una nueva estimación para el IC en los controles internos, que sea más efectivo para el aseguramiento de la calidad.

### Material y métodos

El procedimiento general de calibración de un instrumento se basa en la comparación entre el valor indicado en el equipo que se está calibrando en un punto del banco de calibración, con el valor convencionalmente verdadero en ese mismo punto determinado en el laboratorio mediante su patrón de referencia. Los instrumentos de referencia del laboratorio están calibrados en kerma en aire en el seno del aire. Cuando los instrumentos a calibrar miden distintas magnitudes radiológicas, es necesario convertir el kerma en aire medido con el instrumento de referencia a la magnitud medida por el instrumento a calibrar utilizando para ello los factores de conversión publicados en las normas internacionales o en la bibliografía.

Los procedimientos de calibración son propios de cada laboratorio e incluyen el cálculo de la incertidumbre asociada al factor de calibración. En la incertidumbre asociada al factor de calibración existen contribuciones comunes a ambos operadores tales como la incertidumbre debida a la calibración de la cámara de referencia en el laboratorio primario, la incertidumbre debida a la conversión del kerma a la magnitud radiológica considerada, incertidumbre asociada a la resolución del instrumento, así como incertidumbres comunes estimadas según los procedimientos técnicos del laboratorio. Estas contribuciones comunes han de ser eliminadas de la incertidumbre final del factor de calibración si se utilizan internamente como control de calidad para poder poner de manifiesto posibles tendencias no deseadas. De esta forma, en el control interno, obtendremos para el factor de calibración de cada operador unas nuevas incertidumbres recalculadas  $I'_x(1)$  e  $I'_x(2)$  con las que estimaremos el nuevo índice de compatibilidad IC'.

### Resultados y discusión

Si bien ha aumentado el valor calculado del IC en las intercomparaciones internas, éste sigue siendo inferior a la unidad por lo que podemos concluir que los resultados obtenidos en las calibraciones realizadas son independientes del operador que las realice. Se muestra la reevaluación de las intercomparaciones de los últimos tres años.

### Conclusiones

Para comparar los resultados obtenidos internamente en el laboratorio por dos operadores, dado que sus resultados están muy correlacionados entre sí, se eliminan de la incertidumbre total las componentes comunes. Se estima así una nueva incertidumbre reducida para cada operador que permitirá evaluar posteriormente la compatibilidad entre ambos.

## Establecimiento del estado de referencia inicial de un equipo de braquiterapia de alta tasa de dosis

CLEMENTE GUTIÉRREZ, F.\*, DÍAZ FUENTES, R., CABELLO MURILLO, E., DE LA CASA DE JULIÁN, M.A., FERRANDO SÁNCHEZ, A., ADAIMI HERNÁNDEZ, P.

Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Doce de Octubre, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: pelementegutierrez@gmail.com

**Palabras clave:** braquiterapia, alta tasa de dosis, estado de referencia inicial, control de calidad, TKRA.

### Introducción

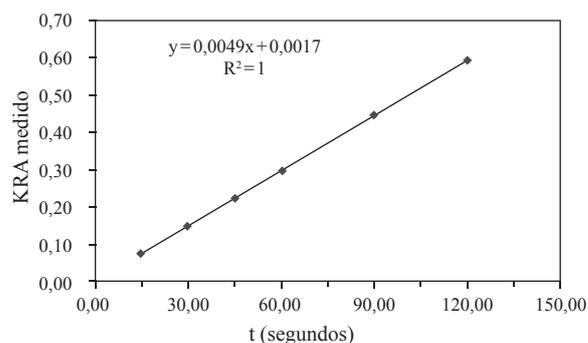
El Real Decreto 1566/1998 de Control de Calidad en Radioterapia establece cuáles son las pruebas a realizar para establecer el estado de referencia inicial de los equipos de braquiterapia. Con el objetivo de cumplir lo estipulado, tras la recepción de un nuevo equipo de braquiterapia de alta tasa de dosis (microSelectron V3, de Nucletron), mostraremos las medidas realizadas para el establecimiento del estado de referencia inicial del mismo. Dichas medidas se han basado fundamentalmente en las recomendaciones dadas en dos publicaciones: *A practical guide to quality control of brachytherapy equipment* (Booklet nº 8 de la ESTRO) y *Calibración, matrices de dosis y control de calidad en braquiterapia* (Informe del Grupo de Trabajo de Braquiterapia de la SEFM).

### Material y métodos

Es necesaria una comprobación inicial, que posteriormente pasará a ser periódica, de las seguridades y condiciones de funcionamiento (bloqueos, indicadores, monitores, interrupciones, compatibilidades,...), así como de la integridad y geometría de todo el conjunto de aplicadores recibido. La distribución del radionúclido será recogida a través de la exposición de películas radiocrómicas, contrastando y verificando las matrices de dosis generadas por el sistema de planificación. El recorrido libre de la fuente en todas las guías y aplicadores, así como el correcto posicionamiento de la fuente en los mismos ha de ser comprobado, también mediante el empleo de películas radiocrómicas, imágenes fluoroscópicas, reglas medidoras específicas suministradas por el fabricante y distintas extracciones de las fuentes reales y de simulación. Se han verificado las posiciones nominales de los extremos de las distintas guías y aplicadores, que deben coincidir con la posición de la fuente en tratamiento asociada a tales puntos. Por otra parte, las correspondientes verificaciones del valor de la tasa de kerma de referencia en aire (TKRA), así como su linealidad también se han realizado. La TKRA se ha medido programando tres irradiaciones de 60 segundos en el punto de calibración dentro de la cámara de pozo, midiendo con el electrómetro en modo carga, con un tiempo de integración superior a 120 s. Se han aprovechado tales medidas para la determinación del error del temporizador del equipo, así como el tiempo de tránsito de la fuente, mediante dos métodos: ajuste lineal de los datos recogidos para validar la linealidad de la TKRA, o bien comparación de lecturas acumuladas en irradiaciones parciales con una única irradiación en un tiempo equivalente a la suma de los parciales.

### Resultados y discusión

Todas las pruebas propuestas en los documentos de referencia mencionados anteriormente han sido realizadas y aceptadas de forma satisfactoria, en lo referido a seguridades y condiciones de funcionamiento, incluidos simulacros de actuación ante situaciones de emergencia. Las comprobaciones de las distribuciones de dosis dadas por la fuente se han establecido con la ayuda de películas radiocrómicas, comparando los datos con los suministrados por el fabricante, el sistema de planificación y los datos de la fuente publicados en la bibliografía (*Monte-Carlo aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source. Med Phys* 25(1998), 2200-2208). Todos los aplicadores suministrados con el equipo han sido comprobados en lo referido a geometría, integridad y recorrido libre de la fuente en los mismos. La verificación del posicionamiento de la fuente ha sido comprobada satisfactoriamente de forma absoluta y relativa, estando en todo caso dentro de las tolerancias de 1 mm. En cuanto a la TKRA, con el factor de calibración suministrado por el fabricante, extraemos un valor que difiere en 0.30% del proporcionado en el certificado de calibración de la fuente para dicha magnitud. La linealidad del kerma con el tiempo de irradiación también se ha verificado (figura adjunta), siendo la diferencia siempre inferior al 0.30%. El ajuste de dichos valores permite extraer el tiempo de tránsito de la fuente (corte de la recta con el eje de ordenadas), resultando un valor de 0.347 s. Dicho valor coincide con el obtenido como diferencia de lecturas entre varias irradiaciones acumuladas y una única de la misma duración



### Conclusiones

Se ha establecido el estado de referencia inicial para un equipo de braquiterapia de alta tasa de dosis según las recomendaciones establecidas en los textos empleados como referencia, estando siempre dentro de las tolerancias funcionales establecidas para el equipo, o las numéricas asociadas a cada prueba. El equipo ha quedado listo para su uso clínico, bajo lo dispuesto en el Real Decreto 1566/1998 de Control de Calidad en Radioterapia.

## Control de calidad en la geometría del haz de una unidad de arcoterapia volumétrica modulada

CLEMENTE GUTIÉRREZ, F.\*, RAMÍREZ ROS, J.C., CABELLO MURILLO, E., DE LA CASA DE JULIÁN, M.A.

Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Doce de Octubre, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: pclementegutierrez@gmail.com

**Palabras clave:** VMAT, planitud, simetría, tasa de dosis, MatriXX Evolution.

### Introducción

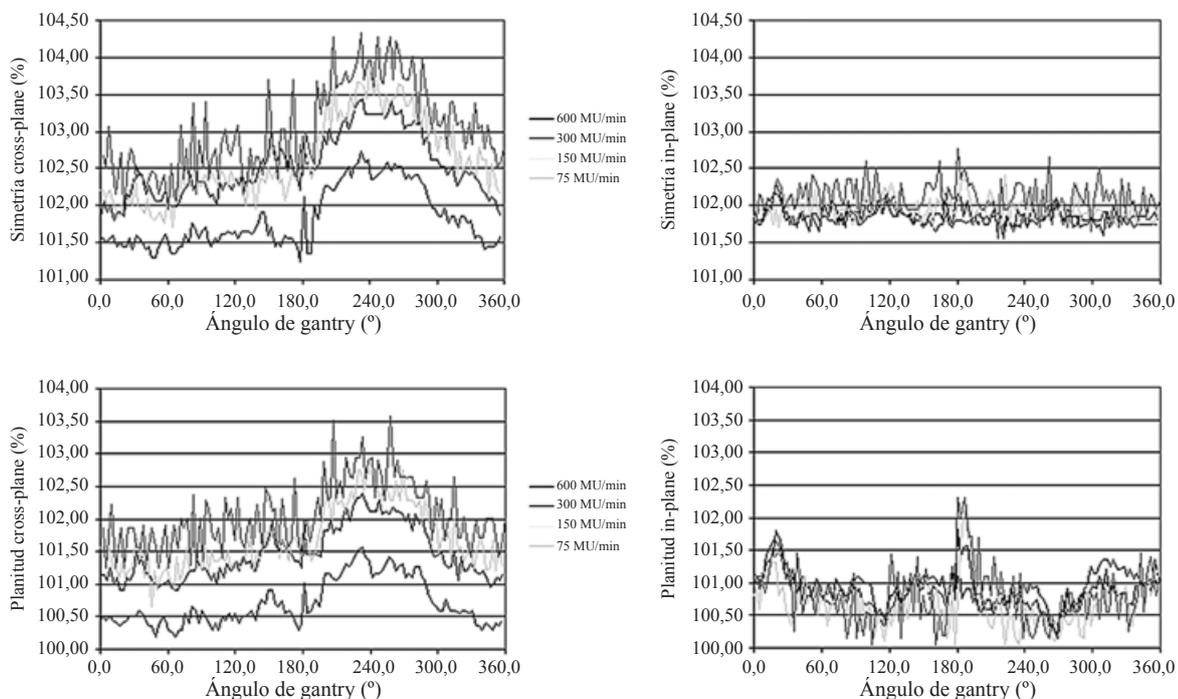
Los sistemas de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) permiten administrar tratamientos con variación continua de la tasa de dosis, velocidad del gantry y posición de las láminas. Tales sistemas requieren de nuevos métodos de control de calidad. Presentamos en este trabajo las pruebas propuestas para el control de calidad periódico (mensual) de la geometría del haz (planitud y simetría) para una unidad Elekta Synergy de 6 MV con VMAT, perteneciente al Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital Central de la Defensa “Gómez Ulla”.

### Material y métodos

Las características especiales de la técnica VMAT implican la necesidad de la estabilidad del haz de radiación. Es necesario por ello realizar pruebas periódicas para la comprobación de la planitud y simetría del haz. Con el objetivo de establecer un control mensual de dichos parámetros, hemos empleado en nuestro centro un array bidimensional de cámaras de ionización (MatriXX Evolution, IBA Dosimetry) al que se ha acoplado un sensor de ángulos. El conjunto, adicionalmente, es fijado al cabezal del acelerador con un aditamento especial que permite el giro solidario con el mismo. Con este sistema somos capaces de medir perfiles durante el giro de gantry (360° en el sentido de las agujas del reloj) en los ejes paralelo (in-plane) y perpendicular (cross-plane) al eje de rotación del gantry, para varias tasas de dosis (600, 300, 150, 75 y 37 UM/min).

### Resultados y discusión

La simetría y planitud del haz (definiciones según la norma IEC) se representan en la figura para tasas de dosis comprendidas entre 600 UM/min y 75 UM/min. La simetría está entre el 101.5% y el 103.0% para todas las tasas de dosis en la dirección in-plane. La simetría en la dirección cross-plane empeora a medida que la tasa de dosis descende. La planitud está entre el 100.0% y el 102.5% en la dirección in-plane. La planitud en la dirección cross-plane también empeora al bajar la tasa de dosis. Para la tasa de dosis de 37 UM/min, la simetría está comprendida entre el 103.0% y el 106.5%, mientras que la planitud se encuentra entre 100.5% y 104.0% con el mismo efecto (empeora a medida que la tasa de dosis descende). La geometría del haz es satisfactoria para todas las tasas de dosis.



### Conclusiones

El haz es estable durante la irradiación para tasas de dosis entre 600 UM/min y 75 UM/min. El empleo de tasas inferiores puede conducir a valores para la planitud y simetría fuera de las tolerancias establecidas en el RD 1566/1998 de Control de Calidad en Radioterapia. Por ello, la tasa de 37 UM/min debería usarse únicamente en pequeñas fracciones del tratamiento total.

## Medidas de dosis absorbida absoluta con un array de cámaras de ionización como parte de un procedimiento rutinario de control de calidad para la técnica VMAT

CLEMENTE GUTIÉRREZ, F.\*, CABELLO MURILLO, E., RAMÍREZ ROS, J.C., DE LA CASA DE JULIÁN, M.A.

Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Doce de Octubre, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: plementegutierrez@gmail.com

**Palabras clave:** VMAT, Pruebas Periódicas, Dosis Absorbida Absoluta, StarTrack.

### Introducción

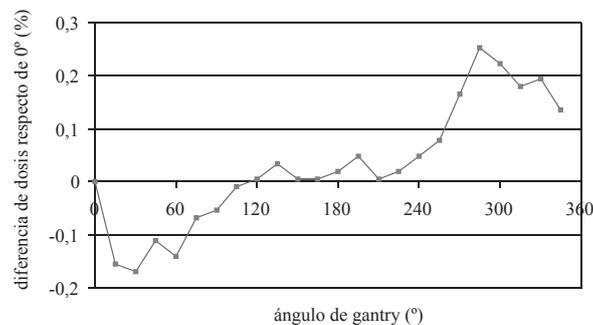
Las técnicas de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) involucran tratamientos con variación continua de la velocidad de giro de gantry, posiciones de las láminas y tasa de dosis. Dado que todos los tratamientos son administrados mediante arcos continuos, estas técnicas requieren de procedimientos de control de calidad rápidos y sencillos para asegurar la constancia del factor de calibración (dosis absorbida absoluta) para cualquier ángulo de gantry. Presentamos en este trabajo un método sencillo de control de calidad para la medida del factor de calibración mediante un array de cámaras de ionización. Las medidas se realizarán sobre una unidad Elekta Synergy de 6 MV con VMAT, perteneciente al servicio de Oncología Radioterápica del Hospital Central de la Defensa “Gómez Ulla”.

### Material y métodos

Las características especiales de las técnicas VMAT hacen necesaria la realización de pruebas periódicas para comprobar la estabilidad del haz durante los tratamientos. Para asegurar tal estabilidad, medidas de planitud y simetría del haz son necesarias para distintos ángulos de gantry. Se ha empleado un array 2D de cámaras de ionización para medidas rutinarias diarias de control de calidad (StarTrack, IBA Dosimetry) montado sobre un aditamento que permite su fijación al gantry y el giro solidario con el mismo. Esta solución permite medir la geometría del haz así como el valor de dosis absorbida absoluta de forma simultánea, dado que el dispositivo puede ser calibrado en términos de dosis absoluta con el factor de calibración adecuado.

### Resultados y discusión

Se han recopilado valores de dosis absoluta para diversos ángulos de gantry, desde 0° hasta 360° (con un incremento de 15°). Las diferencias con respecto al valor del factor de calibración correspondiente a 0° han sido representadas en la figura adjunta. La máxima diferencia observada está entorno al 0.25%. Estos valores son compatibles con los medidos mediante cámara de ionización Farmer. Los resultados obtenidos prueban que el acelerador preserva el factor de calibración a pesar de la variación del ángulo de gantry, dentro de las tolerancias aceptadas.



### Conclusiones

Se ha establecido un método sencillo para determinar posibles variaciones del factor de calibración. Se ha medido dicho factor durante la rotación del gantry, encontrando que la máxima diferencia respecto del valor para 0° es inferior al 0.30%. Se ha mostrado una prueba sencilla que puede ser implementada como test periódico dentro de un programa de control de calidad para las técnicas VMAT.



## Controles de calidad periódicos de un acelerador lineal utilizando el sistema electrónico de imágenes portales

PLANES MESEGUER, D., DORADO RODRÍGUEZ, M.P., ESPOSITO, R.D.\*

ERESA - Hospital General Universitario de Elche. Servicio de Radioterapia.

\* Correspondencia – C-e: rdanilo@eres.com

**Palabras clave:** control de calidad, sistema electrónico de imágenes portales, software de análisis, información radioterapia.

### Introducción

En el presente trabajo presentamos nuestra solución para la realización de los controles de calidad periódicos mensuales (CP) geométricos – mecánicos y del colimador multiláminas (MLC), utilizando el sistema electrónico para la adquisición de imágenes portales (EPI).

Para ello hemos desarrollado programas específicos, creado con software libre. Los resultados de los controles se guardan automáticamente en nuestro servidor web, junto a otro tipo de información generada en nuestro servicio.

### Material y métodos

Los tratamientos se administran con 2 aceleradores lineales Clinac 2100 CD equipados con EPI y MLC Millennium de 120 láminas e integrados en la red ARIA (Varian). Las imágenes para la realización de los controles se adquieren con el software AM Maintenance, proporcionado por Varian. El servidor web está basado en Apache 2.2 (Apache Software Foundation) y almacena toda la información de los tratamientos (exportada desde el sistema para planificación de tratamientos Pinnacle3 (Philips) y la red Aria). En el servidor están además instalados un intérprete del lenguaje de scripting PHP (PHP Group), que permite la gestión del mismo servidor y la creación de páginas dinámicas, el sistema de gestión de base de datos MySQL v5 (Sun Microsystems) y el servidor FTP Filezilla3 (filezilla-project.org) para la gestión de los flujos de información. La interfaz software que guía el usuario en la realización de los controles geométricos-mecánicos y permite el análisis de las imágenes adquiridas (que hemos denominado QA\_Mech) se ha desarrollado en el lenguaje de programación Delphi (Embarcadero Technologies) del cual existe una versión libre denominada Turbo Delphi. Los resultados, en formato de fichero html, se transfieren automáticamente, una vez terminado el análisis, al servidor web mediante protocolo FTP. El análisis de las imágenes adquiridas para los controles de calidad del MLC se realiza mediante macros de ImageJ (NIMH, Maryland, USA) escritas por nosotros (que hemos denominado MLC\_Tools). Los resultados que proporciona ImageJ en forma de imágenes y ficheros de texto se analizan mediante hojas de cálculo electrónicas para las cuales también se han escrito macros específicas que automatizan los procedimientos de análisis. Los resultados se introducen en el servidor web, en formato de texto, mediante una pagina html.

### Resultados y discusión

Los CP geométricos-mecánicos incluyen: geometrías de las mordazas, tamaño de campo, coincidencia campo luz-radiación, ángulo de giro del colimador, isocentros de radiación del colimador, de la mesa y del gantry. Durante la adquisición de las imágenes necesarias, en una secuencia optimizada, se rellena un fichero que se utilizará como índice imagen-test. En el programa QA\_Mech se hallan, ordenadas es hojas diferentes, las herramientas específicas para el análisis de las imágenes adquiridas. Estas se cargan en cada hoja (siguiendo el índice) donde aparecen en pantalla las instrucciones para efectuar el análisis. Los resultados se presentan automáticamente en el mismo apartado. Para la realización de los controles mecánicos (escalas angulares del colimador, mesa y gantry, telémetro, escala lineales de la mesa y isocentros mecánicos de colimador, mesa y gantry) el programa guía al usuario y permite la introducción de los resultados. Terminados los controles se genera automáticamente un informe que, en formato de fichero html, se transfiere al servidor web mediante protocolo FTP.

Los controles del MLC que realizamos con el EPI incluyen: independencia de la conformación de campos MLC con el ángulo del gantry, alineación relativa de las láminas entre sí, alineación de las bancadas con el giro del colimador, alineación de las láminas opuestas (test picket feneces), paralelismo entre láminas y colimadores y radiación de fuga entre las láminas. Las imágenes se cargan y analizan automáticamente lanzando la macro MLC\_Tools de ImageJ. Esta genera imágenes procesadas para el análisis visual y ficheros de texto que se procesan mediante macro de la hoja de cálculo creando los ficheros de resultados. Estos, junto a los resultados de otros test (interlock de seguridad, velocidad de las láminas etc.) se introducen en una pagina html que mediante el lenguaje php genera un informe almacenado en el servidor. Las imágenes adquiridas mediante el EPI tienen la resolución adecuada, según el nivel de tolerancia que hemos establecido, y los resultados obtenidos son similares a aquellos que se obtendrían con métodos tradicionales (películas radiográficas y cámaras de ionización).

### Conclusiones

La solución que hemos desarrollado nos permite optimizar los tiempos y estandarizar la realización de los CP geométrico-mecánicos y del MLC. Después de 1-2 sesiones de aprendizaje el usuario puede llevar a cabo los primeros en menos de 1 hora y los segundos e aproximadamente 40 minutos. Tomando in consideración que hemos desarrollado aplicaciones equivalentes para los CP disimétrico y del sistema de imágenes portales con fuente de kV (OBI) podemos realizar todos los controles periódicos, incluyendo sus análisis en un tiempo máximo de 5 horas. Además es posible prescindir, por estos CP mensuales, del uso de películas radiográficas y de software comerciales.

## Evaluación de la caracterización dosimétrica del sistema CYBERKNIFE VSI con diferentes detectores

FLORIANO PARDAL, F.A.\*, SANTA-OLALLA CARCEDO, I.

Grupo IMO – Unidad de Cyberknife, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: afloriano@grupoimo.com

**Palabras clave:** CyberKnife, medidas haces pequeños, intercomparación detectores.

### Introducción

El objetivo del trabajo es evaluar los resultados obtenidos en la medición de los factores de campo (OF), perfiles (OCR) y porcentaje de dosis en profundidad (PDD) con diferentes detectores de medida en el sistema Cyberknife VSI, analizando las posibles limitaciones de cada uno tanto en exactitud como en reproducibilidad.

### Material y métodos

El sistema Cyberknife VSI posee 12 colimadores de tamaños comprendidos entre 5 y 60 mm, para los que se midieron OF, OCR y PDD.

Los detectores usados fueron: Diodo PTW 60012 [1], Diodo PTW 60017 [2], cámara RK (0.125cc) de PTW [3], cámara A14 de Exradin (0.016 cc) [4] y Diodo IBA SFD [5] con electrómetro ELEKTRA de AB Mimator y cuba de agua con software asociado Scanditronix RFAplus v5.3 de IBA. El centrado se realizó a través del láser interno del cabezal del acelerador, comprobando a través de perfiles que el offset en todos los casos era menor a 0.5 mm.

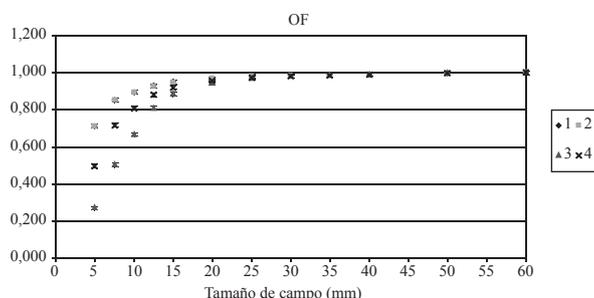
Todas las medidas con cada detector se realizaron varias veces tanto en el mismo día (sin modificar un setup inicial) como en días diferentes, para analizar las incertidumbres asociadas a cada caso.

Las condiciones de medida fueron: SSD=785 mm, SAD=800 mm para OF; SAD=800 mm para perfiles a diferentes profundidades de medida y SSD=800 mm para PDD.

### Resultados y discusión

OF: El coeficiente de variación para los detectores 1 a 4 fue de un 0.1% en el mismo día y del 0.5% para diferentes días. En la gráfica I se muestran los resultados, observándose discrepancias entre ellos a partir de campos <20 mm. Tomando como referencia el OF calculado con MC en artículos previos, los detectores 1 y 2 serían los de mayor exactitud.

El detector 5 se desestimó para las medidas por tener un coeficiente de variación en medidas durante el mismo día mayor al 2%. Este hecho no se ha observado en su uso para la medida de OF en campos pequeños de aceleradores convencionales.



PDD: Las medidas con detector 1,2,3 tuvieron diferencias menores a 1% a partir de dmax y menor a 1 mm de desplazamiento en zona de build-up. El detector 5 sobreestimó el PDD en hasta un 3% a grandes profundidades en relación al resto de detectores. La reproducibilidad de las medidas fue menor a 0.5 mm -0.5% a lo largo de todo el perfil para todos los detectores.

Las medidas obtenidas con el detector 4 y software asociado de cuba IBA v.5.3 fueron muy diferentes a las obtenidas por el resto de detectores con sobreestimaciones de hasta el 20% a altas profundidades. Una de las posibles explicaciones sería algún tipo de incompatibilidad entre ambos sistemas.

OCR: La intercomparación revela que el detector 4 con software IBA produce discrepancias significativas con respecto al resto de detectores, por lo que fue descartado para su uso. En zona central y penumbra los tres diodos (1,2,5) producen una mejor respuesta, mientras que en zona fuera de campo, el detector 5 sobreestima ligeramente con respecto a los detectores 1 a 3. La reproducibilidad de las medidas fue menor a 0.5 mm -0.5% a lo largo de todo el perfil para todos los detectores.

### Conclusiones

En las recomendaciones de Accuray para el proceso de comisionado del equipo Cyberknife está la utilización del detector PTW 60012 o PTW 60017 en las medidas relativas del equipo (OF,OCR,PDD). En este trabajo hemos valorado cinco sistemas diferentes de medida en relación a los resultados obtenidos para cada uno de ellos con publicaciones de Monte Carlo del sistema Cyberknife y entre sí. A su vez hemos valorado la reproducibilidad de las medidas obtenidas, así como las posibles limitaciones de uso de cada uno de los detectores.



## Verificación de la modalidad de tratamiento virtual WEDGE® de SIEMENS

SUERO RODRIGO, M.A.\*, MARQUÉS FRAGUELA, E.

Hospital Virgen del Puerto, Plasencia.

\* Correspondencia – C-e: miguelangel.suero@ses.juntaextremadura.net

**Palabras clave:** cuña virtual, Primus, control de calidad.

### Introducción

La modalidad de tratamiento Virtual Wedge® (VW) o cuña virtual implementada por Siemens en sus aceleradores lineales de electrones consigue distribuciones de dosis similares, aunque no idénticas, a las obtenidas con cuñas físicas. Entre las ventajas que tiene frente a éstas últimas se encuentra la mayor facilidad de manejo, factor de cuña cercano a uno, y menor dosis periférica. Sin embargo, para que estas ventajas sean efectivas es necesario un control de calidad exhaustivo debido la dependencia con un número mayor de parámetros que controlan la generación del haz, el sistema monitor de dosis y el movimiento de las mordazas del colimador. Se ha realizado un estudio de la cuña teniendo en cuenta diferentes configuraciones que pueden afectar a su comportamiento desde el punto de vista dosimétrico.

### Material y métodos

Para comprobar el correcto funcionamiento de VW se miden factores de cuña, porcentajes de dosis en profundidad y perfiles de dosis en varias angulaciones de brazo y colimador para tamaños de campo cuadrados de 6x6 cm x cm y 20x20 cm x cm.

Las medidas se realizaron en un acelerador Siemens Primus con energías nominales de 6 MV y 18 MV. La máquina consigue el gradiente de dosis deseado mediante la opción de VW moviendo una de las mordazas a velocidad constante y variando la tasa de dosis. Durante la configuración del campo y justo al inicio del tratamiento, el acelerador lineal realiza una verificación de la velocidad de las mordazas. Durante el proceso de optimización, esta velocidad es usada por la consola de control para determinar cómo debe variar la tasa de dosis para conseguir el ángulo de cuña para el ancho de campo establecido y las unidades monitor (UM) seleccionadas.

Existen en el acelerador dos modalidades dosimétricas para cada energía del haz, cada una capaz de conseguir diferentes rangos de tasa de dosis. La VW se impartirá por defecto desde la página de tasa de dosis alta, salvo que se necesite una tasa de dosis más baja. En el caso de 6 MV el rango de tasa de dosis va de 30 UM/min a 200 UM/min para ambas modalidades. Por lo tanto, la VW siempre se llevará a cabo desde la página de tasa alta. En 18 MV el rango de tasa alta es de 360 UM/min a 50 UM/min, mientras que en baja es de 200 UM/min a 30UM/min. Existirán, por lo tanto, configuraciones de tratamiento en las que la VW se llevará a cabo desde la página de tasa baja. Por ello es necesario realizar pruebas con dos números de UM diferentes que generen la VW desde cada una de las páginas.

Para las distribuciones de dosis se ha utilizado un sistema de dosimetría de PTW Freiburg compuesto por un array lineal de detectores LA48, una base motorizada SLA48 acoplada al cabezal junto al software Mephysto 1.8 y la electrónica TBA. El LA48 está formado por un conjunto de 47 cámaras de ionización líquida 0.008 cm<sup>3</sup> y separados sus centros 8 mm. El SLA48 permite una resolución espacial de 1 mm mediante desplazamientos del dispositivo de medida controlados por software.

Para la medida de dosis en puntos se ha utilizado una sistema de cámara de ionización Farmer de 0.6 cc y electrómetro UNIDOS (ambos de PTW Freiburg), calibrados a un patrón secundario de dosis. El detector se colocó en una cuba de agua MP3 de PTW Freiburg.

### Resultados y discusión

Los factores de cuña son medidos para cuatro angulaciones de brazo (0°,90°180°,270°) y los tamaños de campo de 6x6 cm x cm y 20x20 cm x cm, para los ángulos de cuña 15°, 30° 45° y 60°. Todos ellos están dentro del 2%.

Para los porcentajes de dosis en profundidad (PDD) se miden dosis en puntos discretos y se representan normalizando a la profundidad del máximo. No existen diferencias mayores al 2% entre PDD de campo abierto y el PDD de campo con cuña.

Se miden perfiles de dosis para VW generadas con el movimiento de la mordaza Y1 (1VW) y para VW generadas con el movimiento de la mordaza Y2 (2VW), para verificar que ambas tienen un comportamiento similar. Se comparan los perfiles de dosis medidos en cuatro angulaciones de brazo (0°, 90°, 270°, 180°). Además, en 90° y 270°, se realizan perfiles con angulaciones de colimador en las que las mordazas se muevan a favor y en contra de la gravedad. Se toma como referencia la medida con el ángulo de brazo a 0° y la comparación de las distribuciones de dosis se analizará considerando el índice gamma (D. Low et al, 1998) unidimensional. Todos los puntos están dentro de 2 mm,2%.

### Conclusiones

Con el conjunto de medidas realizadas se verifica el correcto funcionamiento de VW en diferentes configuraciones que pueden modificar su comportamiento.

## Revisión y análisis de diferentes tipos de detectores para medidas en radioterapia

ALONSO IRACHETA, L. \*, GÓMEZ MARTÍN, C., MARAVILLA LIMORTE, M., BÉJAR NAVARRO, M.J., CAPUZ SUÁREZ, B., COLMENARES FERNÁNDEZ, R., MORÍS PABLOS, R., ROT SANJUAN, M.J.

Hospital Universitario Ramón y Cajal, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: Leyre.alonso@salud.madrid.org

**Palabras clave:** detectores, cámara de ionización, diodos, perfiles, factores de campo, curva de dosis en profundidad.

### Introducción

La dosimetría física es el conjunto de procedimientos y técnicas que tienen por objeto la medida y establecimiento de variables dosimétricas con las que se caracterizan las fuentes y equipos radioterapéuticos y constituye un tema de máximo interés en todas las áreas de la Radioterapia, incluidos los ámbitos donde se realiza dosimetría de campos pequeños como: Radioterapia Estereotáxica (SRS), Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) y Radioterapia Intraoperatoria (RIO). Revisando la física de campos grandes y pequeños en haces de fotones y electrones de alta energía, se observa que es difícil seleccionar un sólo detector que sea óptimo para realizar todas las medidas de interés: factores campo (output factors), curvas de dosis en profundidad (PDD's) y perfiles de haz con errores mínimos. El presente trabajo resume una revisión bibliográfica que evaluará cuál de los diferentes tipos de detectores existentes hoy en día es el idóneo para caracterizar un haz de radiación.

### Material y métodos

El material ha sido encontrado en diversas fuentes: la revista 'Medical Physics', artículos de la 'American Association of Physicists in Medicine'(AAPM), un curso de refresco que impartió esta asociación en 1999 sobre detectores y teorías dosimétricas, la revista 'Z. Med Phys', la revista 'Physics in Medicine and Biology', el libro F.M Khan : 'The Physics of the Radiation Therapy' y el protocolo de la 'International Atomic Energy Agency' (IAEA) TRS 398 'Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy'

### Resultados y discusión

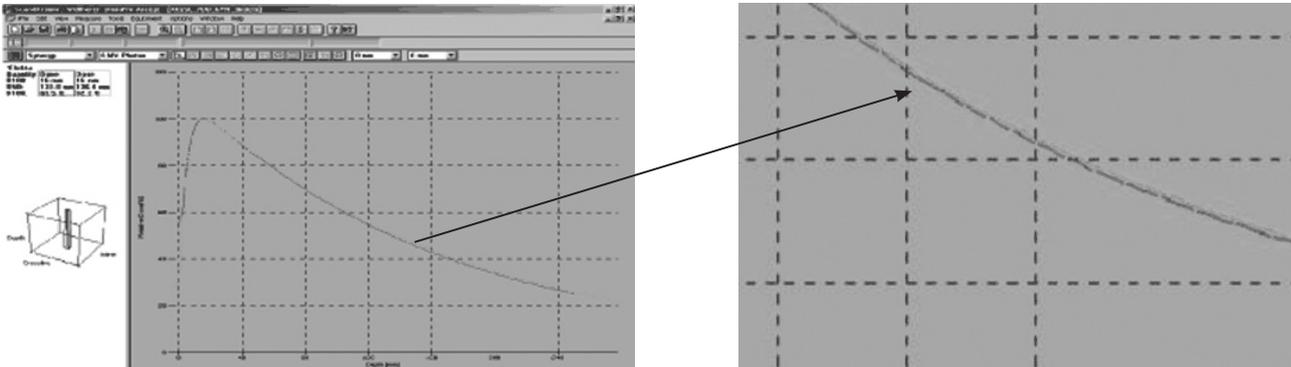
Los problemas pueden surgir en campos pequeños (<3x3 cm<sup>2</sup>) donde existe un desequilibrio electrónico lateral, pues para resolver zonas con alto gradiente de dosis el detector debería tener un tamaño pequeño. También aparecen dificultades en campos grandes (>10x10 cm<sup>2</sup>) donde el porcentaje de fotones de baja energía aumenta con la profundidad y se necesita un detector cuya respuesta no dependa excesivamente de la energía. Los artículos revisados concluyen lo siguiente para cada uno de los parámetros dosimétricos de interés.

Para medir los factores de campo en campos de fotones <3x3 cm<sup>2</sup> se recomienda el uso del diodo de electrones, aunque cuando se utilizó éste para medir los factores campo en el acelerador Synergy Elekta® en nuestro servicio la diferencia entre éste y la cámara de ionización (V=0.125 cm<sup>3</sup>) fue tan sólo de un 0,7% (Schwedas y col, 2006). La cámara de ionización cilíndrica da buenos resultados para campos >10x10 cm<sup>2</sup>. Para campos entre 3x3 cm<sup>2</sup> y 10x10 cm<sup>2</sup> la mayor parte de los estudios recurren al diodo de fotones. En la siguiente tabla se muestran estos resultados

**Tabla 1.** Valores de Factores campo para todos los detectores analizados en este estudio, 6 MV y varios tamaños de campo. (Schwedas y col, 2006)

Feldgröße in cm <sup>2</sup>	Diamant PTW-60003	Diode PTW-60008	Diode PTW-60012	IK PTW-31002	IK PTW-31006	Diode SCX_WH-PFD	EBT-Gafchromic-Film
1	0,606	0,641	0,601	0,459	0,56	0,605	0,601
2	0,777	0,78	0,776	0,751	0,754	0,778	0,775
3	0,828	0,828	0,81	0,821	0,822	0,828	0,826
5	0,892	0,891	0,878	0,888	0,876	0,89	0,883
10	1	1	1	1	1	1	1
20	1,1	1,105	1,133	1,099	1,146	1,106	1,095
40	1,16	1,185	1,26	1,149	1,288	1,193	1,158

Para medir las curvas de dosis en profundidad la cámara de ionización es la utilizada en todos los artículos revisados como referencia, para campos  $<3 \times 3 \text{ cm}^2$ . Entre  $3 \times 3 \text{ cm}^2$  y  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  se recomienda el uso del diodo de fotones y de la cámara PinPoint ( $V=0.015 \text{ cm}^3$ ); y para campos  $>10 \times 10 \text{ cm}^2$  se usa la cámara plano-paralela Roos. En nuestro Hospital, se utilizó la cámara RK ( $V=0.125 \text{ cm}^3$ ) y el diodo de fotones. En la zona correspondiente al build-up, el diodo resolvía mejor. Sin embargo, en la zona más profunda el diodo respondía en exceso, por este motivo el planificador se modeló con PDD's que eran fusión de la curva correspondiente al diodo en la zona de build-up y la curva correspondiente a la cámara de ionización a partir del máximo.



**Figuras 2 y 3.** PDD's medidos con cámara RK (línea roja) y con diodo semiconductor de fotones (línea verde). En la Figura 3, se ha realizado un zoom de la zona de caída. Campo  $3 \times 3 \text{ cm}^2$ . 6 MV.

Los perfiles están bien caracterizados por el diodo de fotones o por el detector diamante, ya que su efecto volumen es despreciable y con ellos se obtiene un tamaño de penumbra pequeño. En nuestro Hospital se realizaron con diodos.

### Conclusiones

Hoy en día no existe el detector ideal para todos los tipos de medidas, por ello es absolutamente necesario buscar cuál es el detector que mejor mide un parámetro determinado y con ello, caracterizar con precisión la unidad de tratamiento y la dosimetría de las técnicas especiales, cada vez más frecuentes.

## Estudio comparativo de los fotoneutrones originados en aceleradores lineales de distinta energía, fabricante y modelo

EXPÓSITO, M.R.<sup>1,\*</sup>, TERRÓN, J.A.<sup>2</sup>, DOMINGO, C.<sup>3</sup>, AMGAROU, K.<sup>3</sup>, GARCÍA-FUSTÉ, M.J.<sup>3</sup>, GONZÁLEZ-SOTO, J.<sup>5</sup>, LAGARES, J.I.<sup>5</sup>, GÓMEZ, F.<sup>4</sup>, SÁNCHEZ-DOBLADO, F.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Dpto. de Fisiología Médica y Biofísica, Univ. Sevilla, Sevilla.

<sup>2</sup> H. Virgen Macarena, Sevilla.

<sup>3</sup> Dpto. de Física, Univ. Autònoma de Barcelona, Barcelona.

<sup>4</sup> Dpto. De Física de Partículas, Univ. Santiago Compostela, Santiago de Compostela.

<sup>5</sup> Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT), Madrid.

\* Correspondencia – C-e: mtromero@us.es

**Palabras clave:** fotoneutrones, esferas Bonner, Monte Carlo, detector digital.

### Introducción

La contaminación neutrónica en radioterapia con haces de fotones de energía superior a 10 MV representa un importante inconveniente para los pacientes en tratamiento, dado el incremento de la probabilidad de desarrollar un segundo cáncer radioinducido. La mayoría de estos neutrones se generan en la cabeza del acelerador como consecuencia de la interacción de los fotones con los metales pesados. Como consecuencia, el conocimiento del efecto sobre los pacientes de los campos de neutrones procedentes del acelerador debe traducirse en mejoras del diseño y la selección de componentes por parte de los fabricantes. Para este propósito, se han realizado medidas comparativas de los campos de neutrones presentes tanto en el paciente (representado por un maniquí antropomórfico) como en la sala de tratamiento, considerando casi todos los tipos de máquinas operativas actualmente en el mundo.

### Material y métodos

En cada sala de tratamiento estudiada se ha obtenido la distribución espectral de la fluencia de neutrones en diferentes puntos, tanto mediante simulación por Monte Carlo como a partir de las medidas experimentales con un sistema de esferas Bonner calibrado en instalaciones de referencia. En concreto, se ha caracterizado un punto (A) a 50 cm del isocentro en dirección perpendicular al eje de rotación del gantry y otro (B) situado en este eje, cerca de la pared de la sala, a una distancia que depende de la instalación, para diferentes energías de fotones (15-23 MV), fabricantes (Varian, Siemens, Elekta, General Electric) y modelos (Saturne, Mevatron, Primus, Oncor, Clinac, SL, Precise, Synergy). En este último punto B, se emplea además, un nuevo detector digital [1] para realizar las medidas bajo las mismas condiciones de irradiación y poder así comparar los distintos aceleradores.

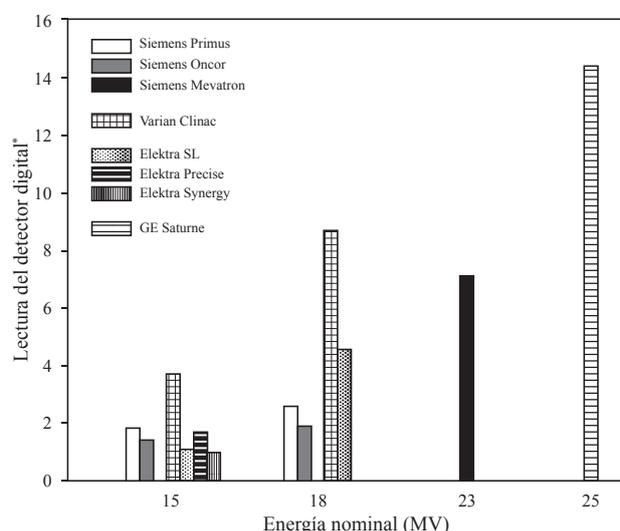
### Resultados y discusión

Debido al proceso físico de evaporación, responsable de la fotoproducción de neutrones, la distribución espectral de fluencia obtenida tanto por simulación como a partir de las medidas es independiente tanto de la energía primaria del acelerador como del fabricante y modelo. Las diferencias que se aprecian entre un punto y otro de medida son debidas a la moderación en la sala de los neutrones generados. En cambio, fijando uno de los puntos de medida, la única diferencia apreciable entre los resultados obtenidos es el valor absoluto de la fluencia de neutrones. En el caso del punto B, esta fluencia está relacionada con la señal electrónica del dispositivo digital (eventos). La Figura 1 muestra los resultados de las lecturas del detector digital para el conjunto de aceleradores estudiados (los diferentes modelos de Varian Clinac se han agrupado, dado que se obtuvieron resultados similares).

### Conclusiones

Como se esperaba, los valores más altos se obtienen para las energías de haz de fotones más elevadas. Además, la configuración del acelerador juega un importante papel en las lecturas del detector, que están estrechamente relacionadas con la fluencia neutrónica y el equivalente de dosis recibido por el paciente en los distintos órganos. Los valores más altos se obtienen en los aceleradores Varian y los más bajos, en los Elekta. Además, hemos observado también que los nuevos modelos de Siemens (Oncor) y Elekta (Synergy) dan lugar a una menor contribución de neutrones, con valores de dosis más bajos respecto de las versiones previas.

[1] Gómez, F., Iglesias, I. and Sánchez-Doblado, F. (2010). "A new active method for the measurement of slow-neutron fluence in modern radiotherapy treatment rooms". *Phys Med Biol*, 55:1025–1039.



**Figura 1.** Lecturas del detector digital en el conjunto de aceleradores estudiado bajo las mismas condiciones de irradiación (1000 unidades monitor, campo de 10x10 cm<sup>2</sup>, ángulo de gantry 0°).  
\* Los valores han sido corregidos por el tamaño del búnker y normalizados al acelerador Elekta Synergy de 15 MV.

## Dosimetría relativa de un haz de fotones de 6 MV con una cámara de ionización líquida

BENÍTEZ VILLEGAS, E.M.\*, CASADO VILLALÓN, F.J., MARTÍN-VIERA, CUETO, J.A., CAUDEPÓN MORENO, F., GARCÍA PAREJA, S., GALÁN MONTENEGRO, P.

Servicio de Radiofísica Hospitalaria, H.R.U. Carlos Haya. Málaga.

\* Correspondencia – C-e: macarenabenitez@hotmail.com

**Palabras clave:** cámara de ionización líquida, MicroLion, dosimetría relativa, campos pequeños, resolución espacial.

### Introducción

El creciente uso de campos de dimensiones reducidas en las técnicas especiales de tratamiento genera regiones con altos gradientes de dosis. Se requiere por ello el uso de detectores que presenten alta resolución espacial. El objetivo de este trabajo es comparar las medidas dosimétricas obtenidas con una cámara de ionización líquida MicroLion de PTW de reciente adquisición con otros detectores de uso habitual, para un haz de fotones de 6 MV de un acelerador lineal de electrones Varian 600DBX.

### Material y métodos

Se realizan medidas de rendimientos en profundidad (PDD), perfiles y factores de campo con un sistema analizador de haces MP3 de PTW.

Los detectores que se utilizan para realizar la comparación con la cámara de ionización líquida MicroLion 31018 son el Diodo 60012 y las cámaras de ionización gaseosa PinPoint 31016, Semiflex 31010 y Roos 34001, según se muestra en la tabla 1. Todos los detectores utilizados son de PTW.

Las medidas de PDD y perfiles se adquieren a distancia fuente superficie (DFS) de 100 cm conformándose los campos con el colimador multilaminas Millenium de Varian. Para la obtención de los factores de campo se adopta una DFS=90 cm y se sitúa el detector a una profundidad de 10 cm, usándose el micromultilaminas m3MLC BrainLAB.

**Tabla 1.** Medidas dosimétricas realizadas.

PDD		PERFILES			FACTORES DE CAMPO	
Tamaño de campo (cm <sup>2</sup> )	Detectores comparados	Tamaño de campo (cm <sup>2</sup> )	Detectores comparados	Profundidad (mm)	Tamaño de campo (cm <sup>2</sup> )	Detectores comparados
1 x 1	MicroLion -PinPoint	1 x 1	MicroLion -Diodo	13,100	0,6 x 0,6	MicroLion -Diodo
5 x 5	MicroLion -PinPoint	5 x 5	MicroLion -Diodo	13,100	1,2 x 1,2	MicroLion -Diodo
	MicroLion -Roos				1,8 x 1,8	MicroLion -Diodo
10 x 10	MicroLion -Roos	10 x 10	MicroLion -Diodo	13,100	2,4 x 2,4	MicroLion -Diodo
	MicroLion -Diodo		MicroLion -Semiflex	13,100		
15 x 15	MicroLion -Roos	15 x 15	MicroLion -Diodo	13,100	10 x 10	MicroLion -Diodo

### Resultados y discusión

En cuanto a los resultados de PDD se obtienen para la zona más allá del máximo desviaciones inferiores al 3% para todos los casos analizados. En cambio, las desviaciones obtenidas en la zona de acumulación llegan hasta el 10%, pudiendo explicarse por la incertidumbre en el posicionamiento y las distintas resoluciones espaciales de los detectores en una zona de alto gradiente de dosis.

En los perfiles se observan diferencias inferiores al 2% en la zona plana. En la zona de las colas es donde se obtienen mayores discrepancias en todos los casos, alcanzándose desviaciones del 10%, que llegan hasta el 30% para los tamaños de campo de 1 cm x 1 cm y 15 cm x 15 cm, pudiendo deberse a la sobrerrespuesta del diodo con bajas energías de fotones. En relación a la penumbra se obtiene como cota superior una diferencia de 0,5 mm entre MicroLion y Diodo. Se aprecia el aumento de la diferencia entre MicroLion y Semiflex, siendo de 2,5 mm el valor de la cota superior, debido a la menor resolución espacial de la cámara Semiflex frente al Diodo.

Para los factores de campo se obtienen desviaciones relativas menores a 2,5%, salvo para el tamaño de campo 0,6 cm x 0,6 cm donde se alcanza un 3,6%.

### Conclusiones

La cámara MicroLion destaca por su versatilidad para la realización de las medidas dosimétricas presentadas vista la concordancia con los resultados de otros detectores de uso habitual.

Se han observado diferencias significativas en las zonas de acumulación de los PDD y en las colas de los perfiles, requiriendo un análisis más exhaustivo en futuros trabajos

## Caracterización de un panel plano de silicio amorfo para control de la exactitud en el posicionamiento de láminas

MARTINEZ, J.\*, GONZALEZ, V., GIMENO, J., DE LOS DOLORES, V., PASTOR, V., CRISPIN, V., GUARDINO, C.

Fundacion Instituto Valenciano de Oncología.

\* Correspondencia – C-e: fisica@fivo.org

**Palabras clave:** MLC, EPID, radiocromica.

### Introducción

Se ha establecido un método de medida de la posición de las láminas en un colimador multilaminas (MLC) usando para la medida de dosis un dispositivo de imagen portal (EPID) de silicio amorfo, y se ha verificado su exactitud usando películas radiocromicas y medidas en cuba de agua con diodo, tecnicas perfectamente validada en nuestra institucion. Para ello se estudian perfiles de dosis para cada lamina y se determina su posición en el punto que presenta el 50% de la dosis en el campo abierto.

### Material y métodos

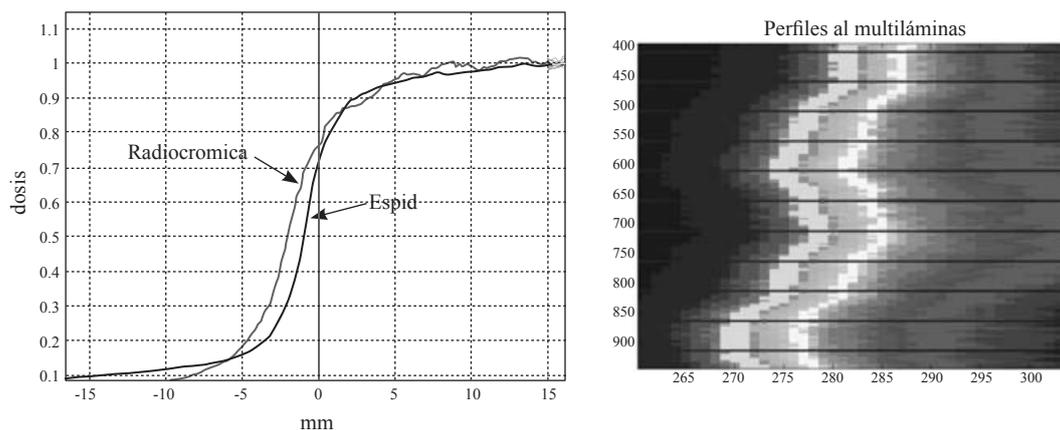
El acelerador utilizado para las medidas es el ONCOR Expresión (Siemens), con un EPID OPTIVUE AG9 de 40.4 cm x 40.4 cm y 1024 x 1024 pixeles de resolucion. Las medidas sobre el EPID se han realizado a una distancia fuente detector (SSD) de 115 cm. La compleja estructura del EPID hace complicado el calculo de una profundidad equivalente. Diversos estudios previos concluyeron con que los perfiles de dosis que proporciona el EPID son similares a los tomados con otros medios a 5 cm de profundidad en agua. Por ello, la calibración valor de pixel-dosis en el EPID se ha realido con medidas con camara de ionizacion en agua a 5 cm de profundidad. Se ha tomado una calibración perfectamente lineal.

Para verificar este metodo se ha utilizado como métodos de determinación de dosis en el borde del campo tanto películas radiocromicas Gafchromic EBT2 en un maniquí de agua sólida, como un diodo de fotones en agua, ambas isocentricamente y a 5 cm de profundidad.

### Resultados y discusión:

Las penumbras obtenidas con película radiocromica y diodo frente a las obtenidas con el EPID son ligeramente diferentes, aunque la posición del 50% del maximo de dosis coincide en todos los casos con un margen inferior a 1 mm. Las diferencias encontradas pueden explicarse por los filtros de imagen que el EPID aplica automáticamente a todas las imágenes adquiridas, a la dependencia de la lectura del EPID con la tasa de dosis, y al diferente scatter que se produce en la estructura del EPID. Se evalúan diferentes medados de correspondencia en la lectura del EPID con la lectura en radiocromica o diodo.

En la siguiente figura se observa dos perfiles de dosis, uno tomado con EPID (en negro) y otro tomado con película radiocromica (en gris). Se observa la diferente forma de la penumbra, aproximadamente coincide en la zona del 50% del maximo de dosis con una desviación aproximadamente 1 mm.



Se ha observado que esta desviación es sistematica en los perfiles de todas las laminas.

### Conclusiones

Para poder utilizar un EPID como método de determinación de la posición de las láminas en un MLC, es necesario un estudio detallado de la forma de la penumbra con este sistema de medida de dosis, aplicando las correcciones oportunas.

## Estudio de la anisotropía de una fuente de Am-Be de 111GBq

MÉNDEZ VILLAFANE, R.<sup>1,\*</sup>, GALLEGO DÍAZ, E.<sup>2</sup>, LORENTE FILLOL, A.<sup>2</sup>, IBÁÑEZ FERNÁNDEZ, S.<sup>2</sup>, GUERRERO ARAQUE, J.E.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes, CIEMAT, Madrid.

<sup>2</sup> Dpto. Ingeniería Nuclear, ETSII-UPM, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: Roberto.mendez@ciemat.es

**Palabras clave:** fuente de neutrones, neutrón, anisotropía, Am-Be.

### Introducción

Para la calibración de monitores y dosímetros neutrónicos la norma ISO-8529-2 recomienda el uso de fuentes isotópicas de <sup>241</sup>Am-Be y de <sup>252</sup>Cf por lo que su uso está muy extendido. Se trata de fuentes habitualmente cilíndricas de diferentes dimensiones dependiendo de su tasa de emisión, pudiendo considerarse las segundas como prácticamente puntuales. Sin embargo, las de <sup>241</sup>Am-Be presentan una cierta anisotropía, debido a su tamaño y a su geometría cilíndrica, unido a las inhomogeneidades de los materiales que constituyen la fuente, tanto en la parte activa como en la cápsula. Se distinguen dos tipos de anisotropías, la horizontal y la vertical, siendo esta última la más importante en las calibraciones ya que lo habitual es que se lleven a cabo con la fuente en posición vertical,  $\theta = 90^\circ$ , tal y como recomienda la norma. Puesto que en la mayor parte de los sistemas de posicionamiento de la fuente esta puede rotar con respecto a su eje vertical, en su traslado desde su alojamiento hasta el punto de irradiación, la incertidumbre asociada a la anisotropía vertical de una fuente de neutrones debe tenerse en cuenta en cualquier procedimiento de calibración de equipos, incorporando un factor de anisotropía,  $F_v(\theta)$ .

### Materiales y métodos:

El Departamento de Ingeniería Nuclear de la Universidad Politécnica de Madrid cuenta con una sala de irradiación de dimensiones 9 m x 16 m x 8 m en la que se emplea una fuente de <sup>241</sup>Am-Be de 111 GBq (3 Ci) alojada en una doble cápsula cilíndrica de acero inoxidable con dimensiones de 19,05 mm de diámetro y 50,20 mm de longitud. Se trata de una fuente antigua por lo que no se dispone de datos precisos sobre su composición interna.

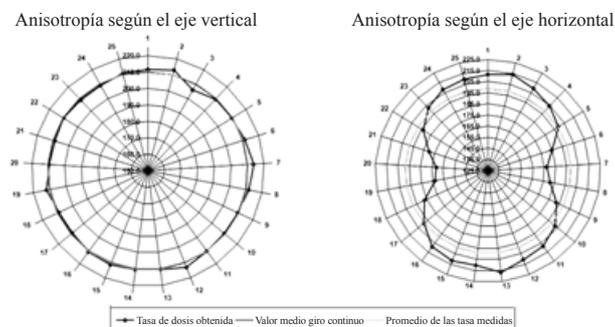
Para estudiar con precisión la anisotropía de dicha fuente se ha diseñado un dispositivo que consta de un soporte para la fuente unido al eje de un motor paso a paso cuyo movimiento está controlado por un autómata programable, que permite girar la fuente según una secuencia previamente establecida. El dispositivo instalado en la bancada se ha situado de forma que la fuente mantiene una posición análoga a la que tiene durante las irradiaciones, lo que permite usar los elementos de posicionamiento del detector con la misma precisión.

En las diversas medidas realizadas se ha utilizado la esfera de 8" con el detector activo de <sup>3</sup>He perteneciente al sistema de espectrometría mediante esferas de Bonner del CIEMAT, situándolo a una distancia de 0,804 m de la fuente, distancia que corresponde al ángulo sólido de 14,4° (1,8° x 8) visto por la esfera de 20,32 cm del detector. El ángulo de 14,4° se ha elegido por ser el múltiplo más adecuado de 1,8°, que es el paso angular mínimo del motor.

Se han efectuado 25 medidas cubriendo sectores circulares de 14,4°, dando una vuelta completa a la fuente. Se han realizado medidas tanto con la fuente en posición vertical, como horizontal, para determinar las dos anisotropías.

### Resultados

Los resultados de las medidas realizadas (ilustrados en la figura adjunta) permiten concluir que la incertidumbre en la tasa de emisión de la fuente neutrónica como consecuencia de su anisotropía vertical está en el 2%. Por otro lado, la anisotropía horizontal da lugar a incertidumbres de prácticamente el 13%. Sin embargo, esta anisotropía, con ser mucho mayor, no es importante por la propia disposición de las medidas en las que siempre se dispone la fuente verticalmente y se emplaza el detector a irradiar a diferentes distancias pero en el mismo plano horizontal.



### Conclusiones

Se ha determinado la anisotropía de la fuente de neutrones de Am-Be en su posición de irradiación, necesaria para el procedimiento de calibración de equipos. Los resultados obtenidos se han comparado con los obtenidos mediante simulación Monte Carlo, siendo coherentes además con los reportados por otros autores para fuentes de Am-Be en cápsulas de dimensiones similares.

## Estudio de la respuesta neutrónica de un detector SP9 de Helio-3 con fuente de Am-Be

GUERRERO ARAQUE, J.E.<sup>1,\*</sup>, MÉNDEZ VILLAFANE, R.<sup>1</sup>, GALLEGO DÍAZ, E.<sup>2</sup>, LORENTE FILLLOL, A.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes, CIEMAT, Madrid.

<sup>2</sup> Depto. Ingeniería Nuclear, ETSII-UPM, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: jorgeenrique.guerrero@ciemat.es

**Palabras clave:** contador proporcional de He-3, MCNP, neutrón, fuente de Am-Be, Howitzer.

### Introducción

El sistema de espectrometría basado en esferas de Bonner (BSS) es uno de los más utilizados hoy en día y consta de un conjunto de esferas de polietileno de diámetros diferentes que alojan en su centro un detector pasivo o activo de neutrones térmicos. El polietileno actúa como medio moderador ante los neutrones, lo que permite realizar medidas en un amplio rango energético (meV - GeV). Son los neutrones moderados los que finalmente inciden en el propio detector y que posteriormente dan lugar a la reacción de captura en el isótopo que lo constituya, acompañada de una radiación secundaria que es registrada por el equipo de medición.

El CIEMAT cuenta con un BSS que incluye como detector un contador proporcional esférico de <sup>3</sup>He del tipo SP9 (Centronic Ltd, UK), calibrado en el PTB (Alemania).

En este trabajo se ha simulado con todo detalle este detector y diferentes configuraciones de irradiación que incluyen la exposición al campo neutrónico moderado producido por un dispositivo Howitzer y la irradiación dentro de la esfera de 8'' del espectrómetro. Para ello se ha empleado el código MCNPX.

### Materiales y métodos

La experiencia se realizó en el Laboratorio de Medidas Neutrónicas del Depto. de Ingeniería Nuclear de la ETSII - UPM. El laboratorio, cuenta con dos fuentes de <sup>241</sup>Am-<sup>9</sup>Be de actividades 111 GBq y 74 Gbq, empleándose la de mayor actividad para fines de irradiación, dosimetría y calibración sobre una bancada, mientras la de menor actividad está almacenada en un dispositivo Howitzer. Este dispositivo es un contenedor cilíndrico de aluminio que contiene parafina como material moderador y dos canales radiales. La fuente, alojada en su interior, se puede desplazar a lo largo del eje axial hasta la posición de irradiación de manera que quede enfrentada a los dos canales. Estos canales son usados para irradiar equipos o materiales en un campo altamente termalizado.

El detector SP9 es un contador proporcional esférico de 33 mm de radio y lleno con gas <sup>3</sup>He a 228.5 kPa de presión. El detector se basa en la reacción de captura <sup>3</sup>He(n,p)T en la cual los productos resultantes son registrados por el equipo. Se ha empleado una cadena electrónica compacta que incluye el amplificador, la fuente de alta tensión y el analizador multicanal en un único dispositivo (mod. DSA-1000, Canberra)

Tanto el detector como la instalación han sido simulados con todo detalle con el código MCNPX 2.5.0. que permite determinar la respuesta del contador como el número de reacciones (n,p) que se producen en el gas por unidad de fluencia. Para validar la definición del detector empleado en las simulaciones se ha irradiado en el interior de la esfera de Bonner de 8'' situada sobre la bancada y enfrentada a la fuente desnuda de 111 GBq.

También se ha irradiado este detector, alojado en un adaptador de polietileno diseñado al efecto, en uno de los canales del Howitzer para estudiar su respuesta en condiciones de alta tasa de neutrones térmicos.

### Resultados y discusión

Los resultados de las medidas del detector en el interior de la esfera moderadora son coherentes con las simulaciones detalladas del mismo, lo que permite validar su definición. Estas simulaciones también permiten hacer un estudio de las incertidumbres asociadas a la variación en la presión del gas, en los espesores de los diversos materiales y en su posicionamiento frente a la fuente neutrónica.

En las irradiaciones a lo largo de uno de los canales del Howitzer se observa un aumento brusco en las tasas de cuentas obtenidas con el SP9 desde la parte externa del canal (266 cuentas/s) hasta la parte interna del mismo (4575 cuentas/s) en una longitud de 18 cm, en consonancia con el aumento de la tasa de fluencia por neutrones térmicos que se observa en las simulaciones. Consecuentemente se obtiene también un aumento en el tiempo muerto que ha sido estudiado.

La simulación detallada del Howitzer permite analizar los espectros neutrónicos en los puntos de medida y determinar el equivalente de dosis ambiental en puntos alrededor del dispositivo, que concuerdan con los medidos empleando un monitor neutrónico LB6411.

### Conclusiones

Se ha caracterizado el contador proporcional de He-3 empleado en el interior del sistema de espectrometría del LMRI-CIEMAT a través de una serie de medidas en diferentes entornos neutrónicos, complementadas con simulaciones detalladas. El dispositivo Howitzer, que produce un campo neutrónico con elevadas fluencias térmicas se empleará para verificar la estabilidad en la respuesta del detector.



## Puesta en marcha de un servicio de dosimetría de alanina

GAGO ARIAS, A.\*, NUÑEZ PELAEZ, N., PETEIRO VILASECO, E., GÓMEZ RODRÍGUEZ, F., GONZÁLEZ CASTAÑO, D.M.

Grupo de Investigación en Radiofísica, Universidad de Santiago de Compostela, Lugo.

\* Correspondencia – C-e: mariaarace.gago@rai.usc.es

**Palabras clave:** dosimetría física, radioterapia, alanina, resonancia paramagnética electrónica.

### Introducción

El efecto de la radiación ionizante es cuantificado en radioterapia a partir de la dosis absorbida en tejido. La alanina es uno de los aminoácidos que forman las proteínas de los seres vivos, con unas propiedades de transporte de radiación muy similares a las del agua, lo que la convierte en una sustancia muy útil para la dosimetría en radioterapia. Así, la dosimetría con alanina y lectura en Resonancia Paramagnética Electrónica (RPE) es un método utilizado como estandar secundario por diversas instituciones de metrología: NPL, PTB, etc. La radiación ionizante produce radicales libres en la alanina, en una concentración que es función lineal de la dosis absorbida en el intervalo de 1 a  $10^4$  Gy. Los radicales inducidos son detectados mediante espectroscopía de RPE, registrando una señal proporcional a la concentración de radicales en la muestra y por tanto a la dosis absorbida [1]. La estabilidad de los radicales es inusualmente elevada debido a la estructura policristalina del dosímetro, presentando un decaimiento tras la irradiación, dependiente de las condiciones ambientales de almacenamiento, menor de un 4% en un año [2]. Este trabajo afronta la puesta en marcha de un servicio de dosimetría con alanina, ligado a la instalación de Co60 del Laboratorio de Radiofísica (LR) y el Servicio de Resonancia Paramagnética de la Universidad de Santiago de Compostela (USC).

### Material y métodos

Los dosímetros utilizados en este trabajo son los manufacturados por Harwell Dosimeters, alanina L- $\alpha$  policristalina encapsulada en pellets cilíndricos sellados con parafina, en presentaciones de 5 mm de diámetro y 2.5 mm de alto, una masa de  $60 \pm 0.3$  mg dentro de un lote (1 SD).

Se llevaron a cabo dos campañas de irradiación en calidad Co60 en el Theratron 780 del LR de la USC.

Todas las medidas se realizaron en cuba de agua, a una distancia fuente superficie de 75 cm, disponiendo 4 pellets de alanina en un contenedor de Perspex que se situó a 1 y 5 cm de profundidad en agua.

La primera campaña abarcó 10 niveles de dosis entre 10 y 20 Gy, con el objeto de valorar la curva de calibración y establecer incertidumbres. En la segunda campaña se incrementó la dosis hasta 50 Gy, estudiando las fuentes de incertidumbre e intentando minimizarlas.

La EPR con que se realizó la lectura de la alanina es un Bruker EPR-EMX-ER073 banda X, escogiendo parámetros de campo magnético y la amplitud, potencia y frecuencia de Microondas que minimizan el ruido de la señal.

Se estudió la isotropía de la señal emitida por los pellets, la señal de la alanina sin irradiar y la señal del tubo donde se aloja la alanina en el Bruker, con el fin de sustraer estas dos últimas cantidades a la señal de los pellets irradiados.

### Resultados y discusión

La cuantificación de la señal, tras la sustracción del ruido y de una línea de base con cierta pendiente [3], se asignó de tres modos alternativos que resultaron equivalentes: tomando la amplitud pico-pico de la intensidad de señal frente al campo magnético, sumando los coeficientes correspondientes a las frecuencias dominantes de la transformada de Fourier de la señal y con un tercer método que consiste en integrar el área bajo la curva de señal.

En la primera campaña se asignó la repetibilidad de la señal a partir de la lectura de los cuatro pellets irradiados para cada valor de dosis, promediando 10 barridos de campo magnético para una única posición del pellet. De esta manera se obtuvo una incertidumbre relativa media de un 5%. El uso de un tubo de suprasil de 10 mm de diámetro para alojar los pellets en el Bruker daría lugar a cierta variabilidad en el posicionado de los mismos, contribuyendo a incrementar la incertidumbre de la medida. En la segunda campaña la dosis suministrada alcanzó los 50 Gy, y se realizó el estudio de isotropía de la señal.

Se utilizó una varilla de cuarzo cilíndrica, de 4 mm de diámetro, seccionada en uno de sus extremos para alojar los pellets fijados con cinta de teflón, material que no presenta señal en la resonancia. Se realizaron lecturas de EPR, promedio de 10 barridos, para 5 ángulos diferentes de la varilla soporte. La variación de la señal con el giro del pellet resultó ser menor que un 0.5%, pero la inestabilidad del sistema de posicionado en la varilla dio lugar a variaciones de señal de hasta un 10% en alguna de las medidas individuales.

### Conclusiones

La metodología seguida en este trabajo ha permitido establecer una incertidumbre intrínseca asociada al proceso de medida de un 0.5% para niveles de dosis de 50 Gy. El posicionado de los pellets de alanina en la cavidad de la EPR se ha revelado como un factor crítico para la obtención de una buena repetibilidad. La fabricación de un contenedor de teflón ya diseñado permitirá controlar mejor esta variable contribuyendo a hacer alcanzables niveles de incertidumbre más bajos en niveles de terapia.

### Referencias

- [1] Regulla, D.F. and Deffner, U. (1982). "Dosimetry by ESR spectroscopy of alanine". *Appl. Radiat. Isot.* 33 1101-1114.
- [2] Slepthonok, O.F., Nagy, V. and Desrosiers, M.F. (2000). "Advancements in accuracy of the alanine dosimetry system. Part 1. The effects of environmental humidity". *Radiation Physics and Chemistry* 57 115-133.
- [3] Mathias Anton. (2006). "Uncertainties in alanine/ESR dosimetry at the Physikalisch-Technische Bundesanstalt". *Phys. Med Biol* 51 5419-5440.

## Determinación del cociente isotópico $^{240}\text{Pu}/^{239}\text{Pu}$ en partículas calientes

JIMÉNEZ-RAMOS, M.C.<sup>1</sup>, CHAMIZO, E.<sup>1</sup>, GARCIA-TENORIO, R.<sup>1,2,\*</sup>, GARCÍA-LEON, M.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Centro Nacional de Aceleradores (CNA), Sevilla.

<sup>2</sup> Departamento de Física Aplicada II, Universidad de Sevilla.

<sup>3</sup> Departamento Física Atómica Molecular y Nuclear, Universidad de Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: gtenorio@us.es

**Palabras clave:** partículas calientes,  $^{239}\text{Pu}$ ,  $^{240}\text{Pu}$ , espectrometría gamma, AMS.

### Introducción

Diversos elementos transuránicos se han incorporado al medioambiente desde el comienzo de la era nuclear. Entre ellos, el plutonio es de especial interés debido a su radiotoxicidad y a su complejo comportamiento medioambiental. Hasta la actualidad, la mayor proporción del plutonio incorporado al medio ambiente proviene de la deposición atmosférica global con origen en las pruebas nucleares atmosféricas realizadas principalmente a finales de los años 50 y principio de los años 60 del pasado siglo, aunque cantidades adicionales de este elemento se han incorporado al medioambiente a escala local como consecuencia de accidentes de reactores nucleares civiles, vertidos de plantas de reprocesamiento de combustible nuclear, y pruebas y accidentes involucrando armamento nuclear.

En muchas de las áreas contaminadas localmente con plutonio, una fracción significativa de esta contaminación se encuentra en la forma de partículas radiactivas (también denominadas partículas calientes). Estas partículas calientes se pueden definir como agregados de material conteniendo elementos radiactivos en cantidades muy variables y teniendo diámetros mayores que  $0.45\ \mu\text{m}$ . Estas partículas se encuentran distribuidas en general de forma heterogénea en la zona contaminada, provocando una distribución inhomogénea de los radionucleidos totalmente diferente de la distribución de contaminación con origen en la contaminación global debida a las pruebas nucleares atmosféricas.

En las partículas calientes conteniendo plutonio, la determinación del cociente isotópico  $^{240}\text{Pu}/^{239}\text{Pu}$  es de particular interés, pues su valor da una información esencial sobre el origen de la contaminación. En este sentido, podemos indicar que el cociente  $^{240}\text{Pu}/^{239}\text{Pu}$  (en masas) toma valores que van desde 0.03–0.06 en el material utilizado en el armamento nuclear no explosionado (weapons-grade plutonium) hasta valores iguales o superiores a 0.4 en combustible gastado parcial o totalmente en reactores nucleares civiles (reactor-grade plutonium).

Debido a la dificultad de cuantificar separadamente  $^{239}\text{Pu}$  y  $^{240}\text{Pu}$  por espectrometría alfa, el cociente isotópico  $^{240}\text{Pu}/^{239}\text{Pu}$  suele ser normalmente determinado aplicando técnicas alternativas. En este trabajo, resumimos los estudios realizados por nuestro grupo de investigación para la determinación del cociente isotópico  $^{240}\text{Pu}/^{239}\text{Pu}$  en partículas calientes de diverso origen, mediante la aplicación de diferentes técnicas espectrométricas radiométricas y no radiométricas.

### Material y métodos

Hemos procedido a la determinación del cociente isotópico  $^{239}\text{Pu}/^{240}\text{Pu}$  en partículas calientes de diverso origen, aplicando dos técnicas espectrométricas de masas diferentes: Espectrometría de Masas con Acelerador (AMS) y Espectrometría de Masas con plasma inductivamente acoplado (ICP-MS). Para la realización de estas medidas, las partículas calientes fueron previamente digeridas en horno microondas. Adicionalmente, en algunas de las partículas calientes el cociente isotópico  $^{240}\text{Pu}/^{239}\text{Pu}$  fue determinado recurriendo a una técnica radiométrica no destructiva: la espectrometría gamma de alta resolución con detectores de Germanio para bajas energías (low-energy high-resolution gamma spectrometry).

### Resultados y discusión

Las principales ventajas y limitaciones asociadas al uso de las tres técnicas instrumentales utilizadas en nuestro laboratorio para la determinación del cociente isotópico  $^{240}\text{Pu}/^{239}\text{Pu}$  en partículas calientes serán comentadas en este trabajo. En este sentido, cabe citar que las técnicas basadas en la realización de espectrometría de masas ofrecen bajos límites de detección, o extremadamente bajos (típicamente en el rango del fg (mBq) para ambos radionucleidos) para AMS, pero presentan un inconveniente: es necesario proceder a la destrucción de la partícula caliente bajo análisis. Este último inconveniente no se presenta si se procede a la determinación del mencionado cociente utilizando espectrómetros gamma de baja energía, aunque en ese caso los límites de detección para ambos isótopos son muy superiores a los obtenidos por espectrometría de masas, lo que limita su aplicabilidad.

El cociente isotópico  $^{240}\text{Pu}/^{239}\text{Pu}$  ha sido determinado en un conjunto de partículas calientes, obteniéndose en cada una de ellas resultados concordantes al aplicar las tres técnicas instrumentales desarrolladas en nuestro laboratorio y coherentes con los valores esperables atendiendo al origen de dichas partículas.

### Conclusiones

En este trabajo se muestra las principales ventajas y limitaciones de tres técnicas instrumentales no convencionales para la determinación del cociente isotópico  $^{240}\text{Pu}/^{239}\text{Pu}$  en partículas calientes. Dicha determinación es muy importante, para poder discernir, en caso de que fuera necesario, el origen de dichas partículas



## Reevaluación de plutonio en planchetas de espectrometría alfa mediante ARIDUS-DF-ICP-MS y AMS compacto de 1 MV

HERNÁNDEZ MENDOZA, H.<sup>1</sup>, CHAMIZO CALVO, E.<sup>2</sup>, YLLERA DE LLANO, A.<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup> Centro de Investigaciones Energéticas Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT). Departamento de Medio Ambiente. Av. Complutense 22. 28040 Madrid.

<sup>2</sup> Centro Nacional de Aceleradores (CNA). Unidad de AMS. Av. Thomas Alva Edison 7. 41092 Isla de la Cartuja, Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: abel.yllera@ciemat.es

**Palabras clave:** plutonio; AMS; ICP-MS; espectrometría alfa; dosimetría.

### Introducción

El objetivo de este estudio ha sido desarrollar y validar, por primera vez en España, un método analítico para la reevaluación de planchetas que contienen pequeñas cantidades de <sup>239</sup>Pu (entre 8 y 40 fg) aplicando dos técnicas de espectrometría de masas: espectrometría de masas de doble enfoque con fuente de plasma acoplada inductivamente y desolvador Aridus (Aridus-DF-ICP-MS), y espectrometría de masas con acelerador compacto de 1 MV (AMS). La actividad mínima detectable (AMD) por Aridus-DF-ICP-MS y AMS fue de 3 y 0,4 fg de <sup>239</sup>Pu por muestra, respectivamente, mejorando notablemente el valor de la AMD por espectrometría alfa (50 fg de <sup>239</sup>Pu). Por tanto, ambas técnicas son aplicables en dosimetría, permitiendo cuantificar contenidos de Pu inferiores a la AMD mensurable por espectrometría alfa y en menos tiempo.

### Material y métodos

Las sales y reactivos empleados fueron de la marca Merck. El agua ultrapura (> 18 MΩ cm<sup>-1</sup>) fue suministrada por un equipo Milli-Q Element A10 Century (Millipore Ibérica, España). El ácido nítrico fue purificado en un destilador sub-boiling (Duopur, Milestone S.r.l., Italia). El gas Ar (99,999%) fue suministrado por Air Liquide (España). Para la preparación de los cátodos de AMS se empleó un estándar de hierro ICP Certipur® (Merck, Alemania) y polvo de aluminio puro de 500 mesh (Alfa-Aesar, Reino Unido). Las disoluciones patrón de <sup>239</sup>Pu y <sup>242</sup>Pu fueron adquiridas al NPL (Reino Unido) y la disolución patrón de <sup>237</sup>Np fue suministrada por Amersham International plc (Reino Unido). La extracción del Pu de las planchetas se efectuó mediante inmersión en sendos vasos de precipitados, conteniendo cada uno 20 mL de HNO<sub>3</sub> al 5%. Se dejó reaccionar en vitrina de gases durante toda la noche. A continuación, cada plancheta se enjuagó con HNO<sub>3</sub> al 5%. Las soluciones resultantes se evaporaron a sequedad y se diluyeron con HNO<sub>3</sub> al 5% a un volumen de 10 mL en matraces aforados. Cada muestra se dividió en dos alícuotas iguales: una parte para los análisis con Aridus-DF-ICP-MS y otra para las determinaciones con AMS. Las medidas con Aridus-DF-ICP-MS se efectuaron en una sala limpia (clase ISO 6) a 24±1 °C en el CIEMAT (Madrid), empleando un Element XR (Thermo Fisher Scientific, Bremen, Alemania) acoplado a un desolvador Aridus (CETAC Technologies, Inc., USA) con nebulizador Microflow PFA-100 (Elemental Scientific Inc., USA). Todas las soluciones (blancos, estándares y muestras) fueron marcadas con la misma cantidad de <sup>237</sup>Np (4,4 fg) como estándar externo, para supervisar la estabilidad instrumental durante el análisis. Con respecto a las medidas con AMS, éstas se realizaron en un AMS compacto de 1 MV (High Voltage Engineering Europa, Amersfoort, Holanda) instalado en el Centro Nacional de Aceleradores (CNA) de Sevilla.

### Resultados y discusión

En la Tabla 1 se resumen los resultados obtenidos. En primer lugar, se observa que con el método propuesto se consigue extraer de las planchetas el (90±6%) (n=9) del Pu. En segundo lugar, a partir de las relaciones isotópicas (<sup>239</sup>Pu/<sup>242</sup>Pu) medidas en los lixiviados de las planchetas y del contenido de <sup>242</sup>Pu añadido a la orina inicialmente, el cual es conocido, se calculó el contenido de <sup>239</sup>Pu inicial presente en las muestras de orina total. Como se muestra en la Tabla 1, la consistencia de los resultados es excelente.

Finalmente, se calculó la AMD de <sup>239</sup>Pu a partir del análisis con el acoplamiento Aridus-DF-ICP-MS de una serie de 10 blancos procedimentales, que fue de 3,23±0,12 fg de <sup>239</sup>Pu por muestra de orina, mejorando en dos órdenes de magnitud la AMD por espectrometría alfa (51,1±5,2 fg <sup>239</sup>Pu), en un orden de magnitud la AMD reportada con DF-ICP-MS (23,43±0,94 fg <sup>239</sup>Pu), y en el orden de AMS (0,44±0,16 fg <sup>239</sup>Pu) lo que, considerando la sensibilidad extrema del AMS, constituye un resultado muy relevante.

### Conclusiones

Se ha investigado un método para la extracción y análisis de Pu electrodepositado en planchetas de espectrometría alfa, mediante la aplicación de dos técnicas de espectrometría de masas: Aridus-DF-ICP-MS y AMS. Los resultados obtenidos han sido consistentes, mostrando una excelente sensibilidad para el análisis de Pu. Se abre así una nueva e interesante vía de apoyo a los servicios de dosimetría interna en el análisis de planchetas cuyo contenido de Pu se encuentre por debajo de la AMD por espectrometría alfa.

**Tabla 1.** Reevaluación de <sup>239</sup>Pu en planchetas: comparación de resultados

Muestra	Aridus-DF-ICP-MS		AMS
	Recuperación de analito (% <sup>242</sup> Pu)	<sup>239</sup> Pu (fg) <sup>a</sup>	<sup>239</sup> Pu (fg) <sup>a</sup>
1	85	8,1±1,7	8,2±0,8
2	78	10,1±1,7	9,8±0,6
3	96	10,0±1,2	10,3±0,8
4	99	17,1±1,7	17,4±0,9
5	89	20,0±2,1	19,5±0,9
6	88	27,1±3,0	25,8±1,4
7	92	32,3±3,4	31,6±1,6
8	87	36,1±3,4	34,8±1,3
9	94	40,1±4,0	38,3±1,8

<sup>a</sup> Masa de <sup>239</sup>Pu normalizada a la muestra de orina total.

## Caracterización y empleo de “conos de sombra” en un laboratorio para calibración neutrónica

GALLEGO DÍAZ, E.<sup>1,\*</sup>, DEL VALLE DÍEZ, A.<sup>1</sup>, LORENTE FILLOL, A.<sup>1</sup>, VEGA CARRILLO, H-R.<sup>2</sup>, MÉNDEZ VILLAFANE, R.<sup>3</sup>, IBÁÑEZ FERNÁNDEZ, S.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Ingeniería Nuclear, ETSII, Universidad Politécnica de Madrid.

<sup>2</sup> Unidad Académica de Estudios Nucleares, Universidad Autónoma de Zacatecas, México.

<sup>3</sup> Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes, CIEMAT, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: eduardo.gallego@upm.es

**Palabras clave:** neutrón, fuente de neutrones, Am-Be, radiación dispersa, conos de sombra.

### Introducción

A partir de una fuente isotópica de neutrones, para disponer de un patrón de calibración neutrónica, lo ideal sería poder trabajar en un “campo libre”, es decir, aquel en el que se tuviera solamente la fluencia que viene directamente de la fuente, en ausencia de cualquier radiación dispersada. Desde hace años se han propuesto procedimientos estándar de calibración que resulten independientes del laboratorio de calibración y de la técnica experimental usada. La norma ISO-8529 recoge las conclusiones de dichos trabajos y propone varios métodos alternativos, entre ellos el del llamado “cono de sombra”, cuyo principal atractivo reside en su naturaleza puramente experimental.

Por otro lado, cuando las diferencias entre los espectros neutrónicos “en el lugar de trabajo” y los utilizados en la instalación de calibración son muy acusadas, resulta muy complicado obtener factores de normalización adecuados, siendo conveniente tratar de producir campos neutrónicos “realistas”, es decir, cuyo espectro energético sea similar al existente en el lugar de trabajo, lo que permitiría la calibración directa de los instrumentos dosimétricos. En la norma ISO 12789 se describen varios métodos con ese objetivo; entre ellos, teniendo fuentes isotópicas, se pueden aprovechar los neutrones reflejados en las paredes de la sala de irradiación, interponiendo entre la fuente y el detector unos “conos de sombra”, para obtener espectros que resultan razonablemente próximos a los existentes en las centrales nucleares.

Se presentan el diseño, caracterización y empleo de los conos de sombra del Laboratorio de medidas neutrónicas del Departamento de Ingeniería Nuclear de la ETSII-UPM (LMN-UPM), que cuenta con una sala de irradiación de dimensiones 9 m x 16 m x 8 m en la que se emplea una fuente de <sup>241</sup>Am-Be de 111 GBq (3 Ci).

### Material y métodos

Los conos se han construido con 20 cm de hierro (en el lado cerca de la fuente) y 30 cm de politileno de alta densidad. Sus dimensiones (bases y ángulo de apertura) se adaptan para “dar sombra” completamente al instrumento de medida y dependen del tamaño de la fuente y del instrumento. En el caso del sistema de espectrometría mediante esferas de Bonner del Laboratorio, han hecho falta cuatro conos.

Para su caracterización se ha utilizado el modelo existente del LMN-UPM para MCNP5, verificándolo y mejorándolo en cuanto a la forma de modelar la fuente, así como para permitir incluir mayor número de elementos geométricos y celdas de materiales en el mismo, necesario para incorporar al mismo los conos de sombra. Se ha utilizado como apoyo en la elaboración del modelo el programa VISED (Visual Editor). Para los puntos de referencia de la bancada de irradiación, tanto para la radiación total como para la dispersada, se han estudiado las siguientes magnitudes: distribución espectral en energías, fluencia, dosis equivalente ambiental y personal.

Además, se han efectuado medidas sin conos y con ellos, empleando el sistema de esferas de Bonner, obteniendo el espectro mediante su deconvolución con el programa BUNKI, empleando la matriz de respuesta UTA-4. También se ha medido la tasa de dosis equivalente ambiental con el monitor Berthold LB6411 calibrado.

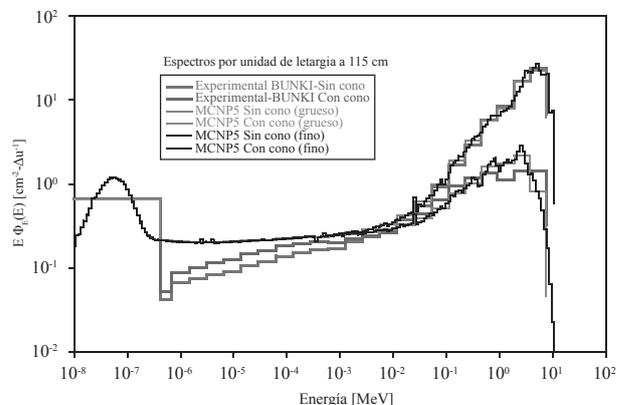
### Resultados y discusión

Los resultados obtenidos son plenamente coherentes en todos sus aspectos. Por ejemplo, detrás de cada cono, la radiación dispersa debería ser la misma, lo que se verifica en los cálculos ya que se obtienen espectros casi idénticos para todos ellos. Al representar gráficamente los resultados de cálculos y medidas experimentales-deconvolución del espectro (Figura), se observan la perfecta coherencia. El uso de una estructura más fina en el espectro energético no altera las conclusiones.

### Conclusiones

Cabe concluir que tanto cálculos como experimentos confirman la finalidad perseguida con el empleo de los “conos de sombra”, ya que estos permiten discernir perfectamente entre las componentes directa y dispersada de la radiación neutrónica existente en el punto de medida.

Además, con los conos de sombra se dispone de un campo de radiación neutrónica mucho más “realista” con respecto a los existentes en centrales nucleares, para su uso en calibración de instrumentos de dosimetría neutrónica, que es el fin perseguido por el Laboratorio.



## Estudio sobre la viabilidad de tratamientos de intensidad modulada con control respiratorio

ZUCCA APARICIO, D.\* , PÉREZ MORENO, J.M., FERNÁNDEZ LETÓN, P., GARCÍA RUIZ-ZORRILLA, J., MIÑAMBRES MORO A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Madrid Sanchinarro - Grupo Hospital de Madrid, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: daniel.zucca@gmail.com

**Palabras clave:** IMRT, Gating Respiratorio, Penumbra, BrainLab Novalis.

### Introducción

El presente trabajo consiste en el estudio de la viabilidad de tratamientos de IMRT, tanto estática como dinámica, impartidos con control respiratorio mediante el sistema de Gating de BrainLAB, así como cuantificar el modo en que las penumbras de los perfiles de dosis medidos en caso de movimiento respiratorio son deformadas respecto al caso de NO movimiento.

### Material y métodos

Se pretende comparar dos patrones de fluencia estática (sIMRT) y dinámica (dIMRT) calculados a partir de un maniquí con forma de “E” en condiciones de reposo y movimiento respiratorio a partir de la irradiación sobre película radiocrómica Gafchromic EBT2 situada en un plano coronal en el isocentro sobre un maniquí específico de control de calidad de gating respiratorio denominado *QUASAR Respiratory Motion Platform (Modus Medical)*

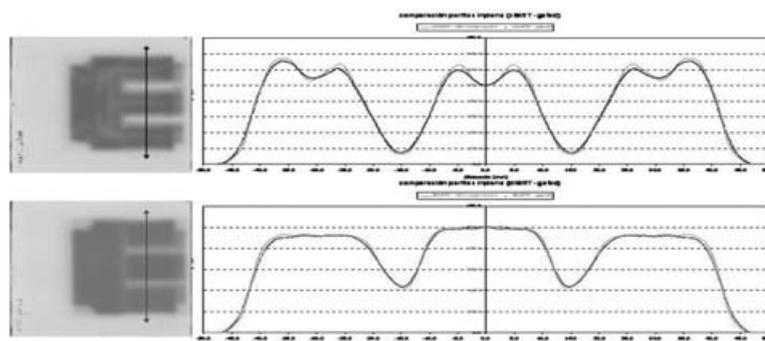
Las irradiaciones se han efectuado para ambos casos en condiciones de NO movimiento de la plataforma (representando esta situación nuestra línea de base para la comparación) así como movimiento sinusoidal de 10 RPM y amplitud de  $\pm 10$  mm en dirección longitudinal.

El sistema de Gating Respiratorio de BrainLAB permite conocer en todo momento del ciclo respiratorio la posición en que se encuentra el isocentro de tratamiento respecto al isocentro de la unidad a partir de la posición relativa de un marcador interno solidario con la lesión (identificable mediante el sistema X-Ray ExacTrac) con respecto a una serie de marcadores externos (*Body Markers*) colocados en la superficie y que permiten definir el ciclo respiratorio a partir de su movimiento respecto a un sistema de referencia fijo (*Reference Star*) compuestos ambos por marcadores reflectantes (reconocibles mediante el sistema IR ExacTrac).

Las irradiaciones en movimiento monitorizadas mediante control respiratorio se efectuaron en condiciones de *Gating Reference Level (GRL)* de 50% y *Beam ON Area* de 25%, donde el primer parámetro corresponde al momento del ciclo respiratorio en el que isocentro de tratamiento e isocentro de la unidad coincidirán y el segundo a aquella porción del ciclo entorno a *GRL* en la que se efectuará la irradiación, siendo el caso límite de Beam ON Area de 100% el caso de respiración libre y el de Beam ON Area de 0% el caso ideal comparable a la situación de irradiación en NO movimiento. Para cada película irradiada se obtuvieron perfiles de dosis inplane mediante el programa DoseLAB 4.11 en la zona del mapa de dosis en la que más modulación se producía y se analizaron las penumbras de cada caso mediante la aplicación *PTW DataAnalyze* disponible en *Mephysto mc<sup>2</sup>* de PTW

### Resultados y discusión

Experimentalmente se ha constatado con anterioridad a este trabajo que cuanto mayor sea el valor considerado de Beam ON Area más nos alejamos de la situación ideal de un caso estático en cuanto a elongación de las penumbras y disminución de la región terapéutica, aunque considerar un Beam ON Area muy reducido, por el contrario, lleva asociados grandes tiempos globales de irradiación y la realización del tratamiento en pulsos de radiación de escasas UM por pulso. Esto ha justificado la elección de un



Beam ON Area de 25% como un valor adecuado en el que estudiar las diferencias encontradas respecto al caso de NO movimiento. Así en la figura adjunta aparecen representados los perfiles inplane de cada pareja de campos de radiación comparados (sIMRT gated vs sIMRT NO movimiento y dIMRT gated vs dIMRT NO movimiento) a partir de los cuales podemos extraer que los valores de elongación de las penumbras debidas al movimiento respiratorio para el caso de sIMRT están dentro del rango de 0.6 mm a 0.8 mm mientras que para el caso de dIMRT están entre 0.3 mm y 0.8 mm.

### Conclusiones

Se ha comprobado mediante la comparación de estas medidas que es factible la realización de tratamientos de IMRT tanto estática como dinámica en condiciones de gating respiratorio, ofreciendo garantías clínicas suficientes siempre y cuando el Beam ON Area seleccionado sea lo suficientemente ajustado para minimizar la elongación de las penumbras.

## **Evolución temporal de la sensibilidad determinada durante la prueba de uniformidad extrínseca en dos gammacámaras**

---

VÁZQUEZ VÁZQUEZ, R.\*, SÁNCHEZ GARCÍA, M., SANTAMARINA VÁZQUEZ, F., SOTO BÚA, M., LUNA VEGA, V., MOSQUERA SUEIRO, J., OTERO MARTÍNEZ, C., LOBATO BUSTO, R., POMBAR CAMEÁN, M.

Servizo de Radiofísica e Protección Radiolóxica, C. H. Universitario de Santiago de Compostela, Santiago de Compostela.

\* Correspondencia – C-e: Ruben.Vazquez.Vazquez@sergas.es

**Palabras clave:** control de calidad, gammacámara, sensibilidad, evolución temporal.

### **Introducción**

Tanto el Real Decreto 1841/1997, por el que se establecen los criterios de calidad en Medicina Nuclear, como el Protocolo Nacional de Calidad en Medicina Nuclear, incluyen la prueba denominada “uniformidad extrínseca” en el conjunto de pruebas mínimas que deben realizarse en una gammacámara de uso clínico.

Una de las sugerencias que aparecen en el nuevo protocolo (febrero 2010) de la European Association of Nuclear Medicine “Routine quality control recommendations for nuclear medicine instrumentation” es registrar el valor cps/MBq obtenido al llevar a cabo dicha prueba para realizar un seguimiento de la sensibilidad así obtenida.

Idealmente, dicha sensibilidad debería mantenerse constante en el tiempo. En nuestra institución este parámetro se lleva registrando desde febrero de 2009. En el presente trabajo se analizan los datos recopilados hasta diciembre 2010 (23 meses), relacionando la pérdida de sensibilidad aparente con pérdidas por tiempo muerto.

### **Material y métodos**

El control de uniformidad extrínseca ha sido realizado semanalmente en dos gammacámaras modelo GE Millenium VG y GE Millenium-Hawkeye VG usando una fuente plana de  $^{57}\text{Co}$ . El certificado aportado por el fabricante que acompaña esta fuente indica que la contaminación de la fuente con  $^{56}\text{Co}$  es  $<0,07\%$  y con  $^{58}\text{Co}$  es  $<0,01\%$ .

Tras comprobar que los resultados obtenidos estaban dentro de tolerancias, se han registrado los datos de tasa de cuentas y actividad, calculando la sensibilidad como el cociente de ambos. Al representar este parámetro gráficamente en función del tiempo, se observa un incremento paulatino de la sensibilidad. Este efecto es compatible con el hecho de que la fuente de  $^{57}\text{Co}$  ha ido decayendo, lo que sugiere que las variaciones puedan ser debidas a pérdidas por tiempo muerto.

Para comprobar esta hipótesis se ha realizado un ajuste de los datos a diferentes modelos de tiempo muerto: paralizable, no paralizable y mixto. La calidad del ajuste se ha evaluado en base al coeficiente  $r^2$  y al estudio de la correlación de los residuos con la variable independiente.

Adicionalmente se han simulado artificialmente variaciones en la sensibilidad de la gammacámara de un 10% y un 20% para comprobar si dichas variaciones son absorbidas por el ajuste, en cuyo caso se estaría malinterpretando una variación en la sensibilidad de la gammacámara como un tiempo muerto distinto al nominal.

### **Resultados y discusión**

Se ha observado un incremento en la sensibilidad de las gammacámaras analizadas con el transcurso del tiempo, a la vez que decae la actividad de la fuente utilizada en el control de uniformidad. La introducción de pérdidas por tiempo muerto y su variación en función de la actividad de la fuente permite mejorar el ajuste de los datos experimentales.

En el caso de simular artificialmente una disminución superior a un 10% en la sensibilidad de la gammacámara, el ajuste utilizando únicamente pérdidas por tiempo muerto no es suficiente para explicar los datos.

### **Conclusiones**

Se ha presentado un análisis de evolución de las medidas de sensibilidad obtenidas a partir de los controles semanales de uniformidad extrínseca realizados durante 23 meses. La inclusión de pérdidas por tiempo muerto en dicho análisis permite eliminar esta componente (que es la dominante), poniendo de manifiesto otros efectos.



## **Caracterización de una matriz 2D de alta resolución para medida de campos pequeños**

BRUALLA-GONZÁLEZ, L. \*, GONZALEZ-CASTAÑO, D., VICEDO, A., PARDO-MONTERO, J., TRINITAT GARCÍA, M., GAGO-ARIAS, A., GRANERO, D., GÓMEZ, F., ROSELLÓ, J.

Hospital General de Valencia\_ERESA, Valencia.

\* Correspondencia – C-e: lbrualla@eres.com

**Palabras clave:** cámara de ionización líquida, dosimetría, radioterapia, matriz verificación, radiocirugía.

### **Introducción**

La medida fiel de campos pequeños exige el uso de detectores adecuados en términos de su resolución espacial y sensibilidad. Por otro lado, la necesidad de trabajar en tiempo real optimizando la duración las verificaciones de tratamientos complejos con campos pequeños en Radioterapia esterotáctica, particularmente si estos emplean modulación de intensidad, nos conduce al empleo de equipos electrónicos controlados por software. Ambas cuestiones indican la conveniencia de desarrollar una matriz en dos dimensiones adecuada a dichos requerimientos.

### **Material y métodos**

Hemos desarrollado una matriz nueva en dos dimensiones para la verificación de campos pequeños. Consiste en una matriz de 8x16 cámaras cuadradas de ionización líquida con una sección individual de 2x2 mm<sup>2</sup> con una distancia entre cámaras de 2 mm. La separación entre electrodos es de 0.5 mm y está relleno con iso-octano no ultrapurificado. El voltaje de polarización es +1000V. La lectura del detector y su visualización en tiempo real se efectúa mediante interfaz ethernet. Para caracterizar el dispositivo se han realizado las siguientes medidas:

- Dependencia con la tasa de dosis (variando la dosis por pulso y la frecuencia de repetición de pulsos)
- Linealidad de la respuesta con las unidades de monitor
- Medida de factores de campo
- Dependencia con la energía
- Dependencia con la incidencia del haz (estudio de isotropía)

Las medidas efectuadas han sido contrastadas con otros detectores como cámaras de ionización llenas de aire, película radiográfica o diodos dependiendo del caso analizado.

### **Resultados y discusión**

La dependencia con la tasa de dosis al variar la amplitud de cada pulso muestra un efecto de recombinación lo cual provoca una desviación de la linealidad en torno al 1%. La respuesta isotrópica del detector es mejor que el 10% (la cual se está intentando mejorar en una nueva versión). Esta dependencia puede ser aceptable si tenemos en cuenta que los tratamientos con campos pequeños suelen emplear múltiples incidencias. En comparación con otros detectores, la respuesta de la matriz es equivalente excepto cuando están presentes problemas derivados de la falta de linealidad con la dosis por pulso (por debajo del 1%). Estos problemas pueden compensarse mediante correcciones en tiempo real para obtener medidas fieles de la dosis de modo automático.

### **Conclusiones**

Se presenta una matriz en dos dimensiones con muy alta resolución. Su adecuado comportamiento comparado con otros dosímetros contrastados, le dotan de gran potencial para la verificación de tratamientos con campos pequeños y en tiempo real.

## Implementación de un procedimiento para verificaciones dosimétricas de trenes de fuentes de I-125 IsoSeed I25.S06 con una cámara de ionización tipo pozo

MARTÍN-VIERA CUETO, J.A.\*, BODINEAU GIL, C., CAUDEPÓN MORENO, F., GARCÍA PAREJA, S., CASADO VILLALÓN, F.J., MORENO SÁIZ, C.  
Servicio de Radiofísica Hospitalaria. HRU Carlos Haya. Málaga.

\* Correspondencia – C-e: jamartinv@gmail.com

**Palabras clave:** control de calidad, implantes permanentes de semillas, trazabilidad, braquiterapia de próstata, calibración.

### Introducción

Las recomendaciones internacionales indican la necesidad de la verificación de la calibración de las fuentes de braquiterapia antes de su uso en pacientes, por lo que debería realizarse una comparación con el certificado de calibración proporcionado por el suministrador.

Recientemente hemos empezado a utilizar en la práctica clínica la fuente Bebig/Theragenics modelo I25.S06, utilizando las semillas ligadas IsoCord® para la realización de implantes permanentes de próstata.

El objetivo de este trabajo es poner a punto un sistema de verificación dosimétrica para estas fuentes usando nuestra cámara de ionización tipo pozo con un inserto diseñado específicamente para este tipo de fuentes.

### Material y métodos

Las fuentes modelo IsoSeed I25.S06 de Bebig se suministran por lotes en forma de trenes de fuentes ligadas denominados IsoCord. La actividad del lote se organiza por clases de actividad, cada una de ellas separadas por el decaimiento de una semana, con un intervalo de semianchura 4,1% de actividad en cada clase.

El conjunto ionométrico del que se dispone es una cámara de ionización tipo pozo Standard Imaging HDR100plus con un electrómetro Standard Imaging Max 4000 y un inserto para semillas sueltas modelo Standard Imaging 70016 calibrado para otro modelo de semillas. Se nos ha proporcionado un inserto específico fabricado por SIHO S.L., diseñado para alojar 5 fuentes IsoSeed de forma que su centro coincida con el máximo de la curva de respuesta del detector.

Se realiza la calibración del conjunto ionométrico con el inserto 70016 usando una fuente IsoSeed de 0,7 U suministrada por Bebig con certificado de calibración trazable al patrón primario del PTB (Physikalisch-Technische Bundesanstalt). El coeficiente de calibración se obtiene a partir del valor conocido de la TKRA de la fuente y de las medidas de carga obtenidas durante un minuto y corregidas por presión y temperatura, que se realiza con ayuda de un termómetro modelo DeltaOhm HD2307.0 y un barómetro modelo Gometrics T210, ambos calibrados.

Inicialmente se verifica que el centro del inserto coincide con la zona de meseta de la respuesta del detector. Para ello se coloca la fuente en distintas posiciones con la ayuda de espaciadores de 5,5 mm de longitud.

Además se obtiene un factor de corrección por inserto, que es un factor de paso obtenido a partir de medidas de carga usando el inserto SIHO y el inserto 70016. Para posicionar la fuente calibrada en la posición central del inserto SIHO, se usan 4 espaciadores, de forma que la fuente queda en la misma posición en los dos insertos. El uso de espaciadores introduce una incertidumbre en el posicionamiento de la fuente, que se estima en 0,2 mm a partir de la geometría del inserto y de las dimensiones del espaciador.

### Resultados y discusión

Se obtiene el coeficiente de calibración para el inserto 70016:  $0,203 \pm 0,007$  U/pA y el factor de corrección para el inserto SIHO:  $0,938 \pm 0,011$ , con lo que se obtiene un coeficiente de calibración para el conjunto ionométrico con el inserto SIHO de  $0,191 \pm 0,013$  U/pA.

La incertidumbre de estos factores se ha obtenido mediante propagación cuadrática, de las incertidumbres asociadas a las siguientes magnitudes: presión, temperatura, tiempo desde la calibración, tiempo de medida, decaimiento de la fuente, la lectura de carga y la incertidumbre asociada a la calibración de la fuente patrón.

La curva obtenida para la respuesta del pozo en función de la posición de la fuente concuerda, en buena medida, con la realizada con una fuente de Ir-192 con un equipo de alta tasa de dosis, confirmándose la independencia de la respuesta con la energía de la fuente.

Una vez caracterizado y calibrado el conjunto ionométrico, se verifica la TKRA de varios lotes usando la calibración obtenida. Para ello se cortan trenes de 5 fuentes y el inserto SIHO.

La diferencia obtenida entre los valores de TKRA medidos usando esta calibración y los que constan en el certificado de las fuentes no supera el valor del 5% establecido para semillas sueltas. De forma práctica, se toma un nivel de tolerancia local del 4,1% para detectar lotes pertenecientes a una clase de actividad distinta a la certificada.

### Conclusiones

Este método nos permite usar el conjunto ionométrico que veníamos utilizando hasta ahora para este nuevo tipo de fuentes con un inserto diseñado específicamente para ellas. El nuevo inserto permite posicionar el tren de fuentes con precisión en la zona más sensible del detector, consiguiéndose una buena reproducibilidad en el posicionamiento.

Con esta calibración, se obtiene una concordancia con el certificado de calibración suministrado mejor que el 4.1% lo que nos permitiría detectar fuentes de otra clase de actividad, sin la necesidad de cambiar el equipamiento que utilizábamos para la verificación del certificado de calibración en esta técnica.



## Validación del conjunto Octavius 2D array mediante películas radiocrómicas

IRIONDO IGERABIDE, U.\* , FORNER FORNER, A., OTAL PALACÍN, A., MARTÍN ALBINA, M.L., LOZARES CORDERO, S., MAÑERU CÁMARA, F., PELLEJERO PELLEJERO, S., MIQUELEZ ALONSO, S., SOTO PRADOS, P.M., RUBIO ARRÓNIZ, A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Complejo Hospitalario de Navarra, Pamplona.

\* Correspondencia – C-e: unairi84@gmail.com

**Palabras clave:** octavius, 2D array, radiocrómicas, EBT2.

### Introducción

La IMRT utiliza fluencias no uniformes, consiguiendo unas conformaciones más complejas que con la radioterapia convencional. En nuestro hospital realizamos medidas experimentales de los planes de IMRT de cada paciente para verificar que hay concordancia entre el cálculo del sistema de planificación y los valores medidos.

En nuestro centro hemos venido utilizando la matriz de detectores 2D-array con una incidencia perpendicular y verificando cada haz por separado, obteniendo unos resultados satisfactorios. Sin embargo para poder utilizar este detector con incidencias oblicuas desde cualquier ángulo, el fabricante (PTW) propone la utilización de un maniquí no homogéneo, el Octavius.

Hemos validado el conjunto Octavius 2D-array para la verificación de planes completos de IMRT, irradiando con los mismos ángulos de incidencia que en el plan real del paciente. Para ello se han tomado como referencia medidas realizadas con películas radiocrómicas, ya que éstas tienen una respuesta prácticamente isotrópica, una mayor resolución y tenemos ya amplia experiencia con ellas.

### Material y métodos

La validación se ha hecho midiendo los planes de tratamiento con películas radiocrómicas (Gafchromic EBT2) dentro del maniquí Octavius (PTW Freiburg) y en un Varian Trilogy LINAC (Varian Inc. Palo Alto USA). Se han repetido las medidas con el conjunto Octavius 2D array (PTW Freiburg, matriz de 27x27 cámaras de ionización), realizando cuatro medidas por cada paciente para conseguir una resolución de 5 mm. Se han comparado ambos planos de dosis (en el caso de la película se ha calibrado mediante software propio siguiendo el procedimiento Devic et al 2004) con el plano de dosis de Eclipse (Varian) mediante el criterio gamma (Low et al 1998) utilizando el software Verisoft (PTW).

### Resultados y discusión

Se han medido 8 pacientes, 4 de próstata (pelvis) y 4 de cabeza y cuello. El criterio gamma que hemos utilizado es 3 mm para DTA y 3% de la dosis máxima. Los resultados que se muestran son el porcentaje de puntos que pasan el criterio gamma comparando el resultado de Eclipse con película y Eclipse con Octavius:

**Tabla 1.** Próstata

Paciente	Película	Octavius
1	98.6%	99%
2	98.2%	97.9%
3	97.4%	98.1%
4	96.7%	97%

**Tabla 2.** Cabeza y cuello

Paciente	Película	Octavius
5	96.6%	98%
6	95.2%	96.2%
7	96.4%	97.9%
8	97.1%	98.7%

Tanto la película como el Octavius superan el umbral (95%) de aceptabilidad de nuestro centro para todos los pacientes.

### Conclusiones

El maniquí Octavius trata de compensar la diferente respuesta frente al ángulo de incidencia que presenta el detector 2D-array. Antes de su utilización en la practica clínica lo hemos validado tomando como referencia las medidas realizadas con las películas radiocrómicas, las cuales las tenemos contrastadas con un número grande de pacientes y existe un gran número de referencias al respecto. El ahorro de tiempo es significativo y además el proceso es menos laborioso, con lo que se va a introducir en la práctica diaria el Octavius, utilizando las películas únicamente en los tratamientos más complejos.

## Control de calidad de la técnica de Arcoterapia de Intensidad Modulada (VMAT) con dosimetría portal electrónica

SERNA BERNÁ, A.\* , MATA COLODRO, F.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía. Cartagena.

\* Correspondencia – C-e: alfredo.serna@carm.es

**Palabras clave:** VMAT, RapidArc, dosimetría portal, control de calidad.

### Introducción

La técnica de ArcoTerapia con Intensidad Modulada (VMAT) es capaz de administrar la radiación con un giro de 360°, al mismo tiempo que modula la intensidad del haz. RapidArc es una modalidad de VMAT que incorpora las siguientes posibilidades en un solo campo de tratamiento: tasa de dosis variable, velocidad de giro variable de gantry y modulación dinámica bidireccional del movimiento de láminas (MLC). La puesta en funcionamiento de la técnica RapidArc, como de cualquier técnica de IMRT, debe incluir un programa exhaustivo de control de calidad tanto del MLC como de las nuevas posibilidades de modulación (gantry y tasa de dosis).

Debido a lo novedoso de la técnica de VMAT no existen todavía protocolos de control de calidad bien establecidos. El primer intento para sistematizar un programa de control de calidad lo realiza Ling (Med Phys, 72(2), 575-581, 2008), usando películas radiográficas (Kodak XV). Por otro lado, el uso de sistemas de imagen portal electrónica (EPID), calibrado en unidades de dosis absolutas, ha demostrado su utilidad en el control de calidad del MLC, facilitando la realización de las pruebas y su análisis frente al uso de películas radiográficas. El objetivo de este trabajo es, tomando como referencia la publicación de Ling, la descripción del programa de control de calidad y los primeros resultados obtenidos en los dos aceleradores equipados con la técnica RapidArc usando dosimetría portal electrónica.

### Material y métodos

Disponemos de dos aceleradores, Clinac 2300CD, provistos de MLC con 120 láminas, y sistema de imagen portal electrónica (aSi 500, tamaño de píxel de 0.78 mm). Para la técnica RapidArc se emplea RX de 6 MV. Las imágenes de los campos son posteriormente analizadas con el programa de dosimetría portal integrado con el sistema de planificación Eclipse (10.0). Las pruebas que componen nuestro programa de control de calidad incluyen pruebas estáticas y dinámicas, siendo: 1) Estabilidad de la calibración del detector. Se adquiere una imagen de campo 10x10 cm<sup>2</sup>, gantry 0°, 100 MU y tasa de 300 MU/min. Se anota el valor medio de dosis en un área central de 2x2 mm<sup>2</sup>. Tolerancia 1%. 2) Dosimetría MLC dinámico. Se genera campo homogéneo 4x10 cm<sup>2</sup> mediante una rejilla dinámica de 0.5 cm y se adquieren imágenes para 4 ángulos de gantry 180°, 90°, 0° y 270°. El objetivo es comprobar el efecto de la gravedad en la posición de las láminas y en el sistema de dosimetría del acelerador. Se mide la dosis promedio en un área central 5x5 mm<sup>2</sup>. Tolerancia 1%. 3) *Picket Fence* estático. Se realiza a diferentes ángulos de gantry para comparar con el mismo test realizado con RapidArc. Tolerancia visual 0.5 mm. 4) *Picket Fence* durante RapidArc. Para verificar el efecto de la rotación de gantry en la precisión del posicionamiento del MLC. Tolerancia visual 0.5 mm. 5) Variación de la tasa de dosis y velocidad de gantry durante RapidArc. En esta prueba se emplean 7 combinaciones de tasa de dosis, velocidad de gantry e intervalos de arco para obtener 7 bandas de igual dosis de 1.8 cm de ancho. Se obtiene también un campo abierto de igual dimensión para corregir por planitud y simetría. La dosis se mide en la parte central de cada sector como promedio en un área de 5x10 píxeles, tanto en el campo RapidArc como en el campo abierto. Tolerancia 2% respecto del valor medio normalizado. 6) Velocidad del MLC durante RapidArc. Se emplean 4 combinaciones de velocidad de láminas y diferentes tasas de dosis para obtener 4 bandas de igual dosis de 2.8 cm. De igual modo que el test 5 se toma campo abierto y se realiza el análisis. Tolerancia 2% respecto del valor medio normalizado. La sensibilidad del método la verificamos repitiendo el test 4 e introduciendo errores tanto en el posicionamiento de láminas como en el ancho.

### Resultados y discusión

El orden de las pruebas, tal como se han descrito anteriormente, es relevante. Esto es, solo es válido el resultado de una prueba si se ha realizado correctamente la anterior. La estabilidad de la calibración del sistema de dosimetría portal, según la prueba 1, está en el 0.5% durante el periodo analizado. La variación de dosis con el ángulo de gantry, obtenida con una rejilla dinámica según la prueba 2, respecto de 0° es inferior al 1%. Mediante análisis visual de las imágenes, se pueden detectar errores de posición de láminas del orden de 0.5 mm. Usando las herramientas de perfil del programa de dosimetría portal se pueden detectar errores inferiores. Los patrones *Picket Fence* de las pruebas 3 y 4 no han dado ningún error de posicionamiento superior a 0.5 mm. El diseño de la prueba 5 verifica que el sistema RapidArc controla con precisión tanto la variación de tasa de dosis como de la velocidad de giro del gantry. La dosis normalizada promedio de las 7 bandas del campo es prácticamente cero, con variación relativa entre +1.5% y -1.0%, y por tanto podemos considerar que la prueba es aceptable. La velocidad de las láminas durante RapidArc está bien controlada como se desprende de la prueba 6 en la que la dosis normalizada media es también prácticamente cero, con una variación relativa entre +1.0 y -1.2%. La periodicidad inicial de las pruebas 1 a 6 la hemos establecido en semanal por la facilidad que nos ofrece el sistema de dosimetría portal. Todas las imágenes se adquieren en aproximadamente 15 minutos. Como resultado no esperado, durante la calibración del sistema de dosimetría portal se observó una asimetría ficticia en la dirección GT, ocasionada por el *backscatter* que produce el brazo que soporta el panel. Varian está todavía buscando una solución a este problema.

### Conclusiones

El programa de control de calidad implantado garantiza la fiabilidad de la técnica RapidArc. El uso de dosimetría portal permite llevarlo a cabo de un modo eficiente.



## Calibración y control de calidad de un colimador multiláminas mediante array lineal de detectores

SUERO RODRIGO, M.A.\* , MARQUÉS FRAGUELA, E.

Hospital Virgen del Puerto, Plasencia.

\* Correspondencia – C-e: miguelangel.suero@ses.juntaextremadura.net

**Palabras clave:** control de calidad, Primus, colimador multiláminas, array lineal.

### Introducción

El protocolo de calibración y de control de calidad establecido por Siemens para el colimador multiláminas (MLC) de los aceleradores lineales de electrones Primus, usa la coincidencia del campo luminoso con el haz de radiación para determinar la posición de las láminas. En esta comunicación, se expone la aplicación de un método para la calibración del MLC determinando las posiciones de las láminas radiológicamente con la ayuda de un array lineal de detectores, basándose en la propuesta Lopes et al (2007).

### Material y métodos

Las medidas se realizaron en un acelerador Siemens Primus con MLC de 29 pares de láminas de anchura 1 cm proyectada al isocentro y con doble focalización. El protocolo de calibración establecido por Siemens ajusta las posiciones de las láminas en cuatro puntos (-10 cm, 0 cm, 10 cm, 20 cm) e interpola para las posiciones intermedias. Estas posiciones se marcan sobre un papel milimetrado colocado en el plano del isocentro y perpendicular al eje del campo. Para ello se usa el borde del campo luminoso que proyectan las mordazas en dichas posiciones. Posteriormente se gira el colimador a 90°, pudiendo ahora ajustar las láminas. Este proceso lleva intrínseco incertidumbres debido a la agudeza visual del observador y coincidencia del haz de radiación con el campo luminoso.

El método utilizado aquí determina las posiciones de calibración mediante campo radiológico evitando las incertidumbres anteriores. Para las medidas se ha utilizado un array lineal de detectores LA48, una base motorizada SLA48, controlados por el software MLCSoft 1.8 y la electrónica TBA, todos ellos de la casa PTW Freiburg. El LA48 está formado por un conjunto de 47 cámaras de ionización líquida 0.008 cm<sup>3</sup> y separados sus centros 8 mm. El SLA48 permite una resolución espacial de 1 mm mediante desplazamientos del dispositivo de medida controlados por software. Se usó el haz de energía nominal de 6 MV con un espesor de 2 cm de PMMA sobre el detector. El dispositivo se coloca a una distancia fuente-detector de 80 cm. De esta forma la sombra de cada lámina se corresponderá con una de las cámara del detector. Se realizaron comprobaciones previas de la excentricidad de las mordazas, midiendo perfiles de dosis con el colimador a 0° y 180° con el propio array lineal. Se comprobó también el correcto giro del colimador a través de una estrella de radiación sobre película radiocrómica, siendo el diámetro del isocentro menor de 1 mm y estando los ángulos del colimador dentro de 0.2°.

Con el colimador a 270°, el detector se centra en el campo de radiación de un campo cuadrado y se alinea con las mordazas Y, colocándose perpendicular a la dirección de movimiento de las mandíbulas. Las medidas de las penumbras se llevaron a cabo en un conjunto de cuatro campos 40x10 centrados en los puntos de 15 cm, 5 cm, -5 cm y -15 cm, cuyos bordes coinciden con los puntos de calibración. MLCSoft documenta las posiciones que se corresponden con el 50% de la señal del punto de normalización. Éstas son almacenadas en una hoja de cálculo externa para tomarlas como referencia. El colimador es girado a 0° para hacer lo mismo con las bancadas de láminas. Las posiciones detectadas por MLCSoft no son todas iguales, como sería de esperar para una mordaza. Las desviaciones pueden tener diferentes causas, como un posible mal alineamiento del LA48, variación de la dispersión incidente en las cámaras, o incluso una mala calibración de las mismas. Por eso es necesario tomar como referencia los resultados obtenidos de las mordazas. Esto asegura que la señal de cada cámara para un perfil Y dado será siempre comparado con la señal de la misma cámara en la correspondiente posición X de la lámina, volviendo el método insensible a las desviaciones comentadas anteriormente.

La hoja de cálculo nos proporciona las posiciones de las láminas con los valores de las Y restados y resalta los valores por encima de 1 mm.

### Resultados y discusión

Se determinaron las diferencias máximas de las posiciones de las láminas en cada punto de calibración para cada una de las bancadas. También se analizó la dispersión de las diferencias respecto a la posición de referencia.

Tras la calibración se realizaron mediciones de perfiles de campos cuadrados en la dirección de movimiento de las láminas cuyo tamaño incluyera puntos intermedios a los de calibración. Los perfiles vienen determinados por las láminas centrales.

### Conclusiones

El método permite una calibración y control de calidad del MLC de manera objetiva, sin las incertidumbres del protocolo propuesto por Siemens basado en luz de campo.

## Control de calidad de la cuña virtual en un acelerador lineal de electrones mediante un sistema de radiografía computerizada (CR)

---

ORDIALES, J.M.<sup>1,\*</sup>, ALVAREZ, F.J.<sup>2</sup>, FALERO, B.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Unidad de Radiofísica, Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital de Mérida.

<sup>2</sup> Departamento de Electrónica, Universidad de Extremadura.

\* Correspondencia – C-e: jmordiales@gmail.com

**Palabras clave:** control de calidad, cuña virtual, radiografía computerizada, CR.

### Introducción

Para realizar el control de calidad de la cuña virtual existen varios sistemas en el mercado como los arrays de detectores o cámaras de ionización, de configuración lineal o 2D, las películas radiocrómicas o los sistemas de imagen digital incorporados a los aceleradores lineales de electrones (ALE). El presente trabajo tiene como objetivo la puesta en marcha de un sistema de Radiografía Computerizada (CR) para un control rutinario de la cuña virtual.

### Material y métodos

Las medidas fueron realizadas en un ALE Siemens Mevatron Primus. Se utilizó array de detectores LDA99, cámara de ionización FC65-G, diodo PFD, Maniqués de agua y RW3 y software OmniPro de Scanditronix-Wellhofer. El sistema CR utilizado fue el conjunto OREX-Kodak Point of Care 140-CR. Para el análisis de imágenes se utilizó el software DensiRad de Técnicas Radiofísicas S.L. e ImageJ (<http://rsbweb.nih.gov/ij>). Las medidas fueron realizadas en campo de 20x20 cm<sup>2</sup> a distancia foco detector de 100 cm y 20 Unidades de Monitor (UM). Se han evaluado constancia en el tiempo del sistema de imagen CR mediante perfiles comparados con un perfil obtenido con diodo, linealidad de respuesta del CR hasta 30 UM, perfiles comparados de cuña virtual obtenidos con array LDA-99 y CR en condiciones distintas a las de referencia.

### Resultados y discusión

Constancia en el tiempo de la respuesta del sistema CR. En un período de 1 mes se ha tomado una muestra de 20 perfiles obtenidos a partir de imágenes CR. En zona interna del haz (80%) el porcentaje de puntos con diferencia inferior al 2% es superior al 98% en todos los casos. En zona de penumbra (80%-20%) el desplazamiento es inferior a 1 mm en el 100% de los casos. En zona externa se observa sobrerrespuesta en la imagen del CR lo que hace necesario su calibración. La linealidad de respuesta del CR con las UM tiene similar comportamiento que la obtenida con cámara de ionización aunque con distinta pendiente de respuesta. En la comparación de perfiles de cuña virtual se observa concordancia en la zona que permanece expuesta durante toda la irradiación y aumento progresivo de la señal que se obtiene con CR frente al array hacia la zona que más tiempo permanece bajo el colimador. En una muestra de 10 perfiles de cuña virtual de valor nominal 30°, 45° y 60° se ha realizado un ajuste lineal de la pendiente obteniéndose valores promedio de (0,226-0,325-0,890) para el array y de (0,214-0,313-0,830) para el CR con desviación estándar inferior al 0,12% en cada grupo de medidas.

### Conclusiones

Para realizar un control rutinario de la cuña virtual con un sistema CR en un ALE es imprescindible asegurar la fiabilidad en la constancia de la respuesta del sistema de medida y la linealidad con las UM, evaluar de forma independiente la región interna, la penumbra y la región externa del perfil del haz de radiación obtenido en la imagen, compararlo periódicamente con el resultado obtenido con el sistema de medida de referencia y valorar la necesidad de aplicar un factor de calibración punto a punto sobre la curva.



## **Cálculos De factor cuña efectiva para cuña dinámica mejorada de un Clinac 2100CD de Varian**

---

PIZARRO TRIGO, F. \*, MORILLAS RUIZ, J., NÚÑEZ MARTÍNEZ, L., SÁNCHEZ JIMÉNEZ, J.

Complejo Asistencial Universitario de Burgos.

\* Correspondencia – C-e: fpizarrot@saludcastillayleon.es

**Palabras clave:** factor efectivo de cuña dinámica, cuña dinámica mejorada.

### **Introducción**

El propósito de este trabajo es comparar diferentes métodos de cálculo del factor efectivo de cuña dinámica mejorada (EDWF) con los valores obtenidos en medidas de campos simétricos y asimétricos.

### **Material y métodos**

Se realizan medidas con conjunto electrómetro DOSE1 + cámara Farmer FC061 de Scanditronix-Welhöfer sobre maniquí de agua con campos con y sin cuña, simétricos y asimétricos. Estas medidas se realizan para las cuñas de 15°, 30°, 45° y 60° en la energía de 6 MV de un CLINAC2100CD de Varian. La cámara se sitúa perpendicular a la dirección del movimiento de la mordaza que genera la cuña a una profundidad de 10 cm, Distancia Fuente Superficie = 100 cm y en los centros de los campos abiertos iniciales, punto que sólo coincide con los ejes en los campos simétricos. Por otro lado, se crea una hoja de cálculo de genera las tablas segmentadas de tratamiento (STT) de la cuña dinámica a partir de las tablas Golden, truncándolas según los valores de la mordaza móvil y fija que generan la cuña, y normalizando en función de las unidades monitor (UM) impartidas, tal y como indica la Guía de Implantación de Cuña Dinámica Mejorada de Varian Medical Systems. También se utiliza una función analítica propuesta por Gibbons que utiliza una extensión del modelo del cociente de UM.

### **Resultados y discusión**

Tanto para el método donde se calculan las STTs como para la función analítica, el cálculo del EDWF se basa en el cociente entre el número total de UM dadas en el momento en que la Ymóvil atraviesa el centro del campo abierto inicial y el número total de UM dadas a la conclusión del tratamiento. Según la Guía de Varian el EDWF se define como el cociente entre la lectura integrada de la cámara de ionización a la profundidad de 10 cm en el centro del campo y la lectura integrada para el campo abierto y para el mismo número de UM. Los resultados calculados desarrollando las STTs y a través de la función analítica difieren en menos de 0.5% para todos los campos y todas las cuñas. Como era de esperar el grado de exactitud entre ambos métodos es altísimo debido a que la función analítica se basa en ajustes de las tablas segmentadas. Por otro lado, los resultados de las mediciones muestran pequeñas variaciones con respecto a los métodos calculados de hasta el 3.2% para la cuña de 60° y campo Y máximo que permite la cuña (Ymóvil=20 cm, Yfija=10 cm). Para el resto de cuñas y en todos los campos las variaciones están por debajo del 2%.

### **Conclusiones**

El acuerdo entre los métodos calculados es excelente y muy bueno entre los calculados y el medido, no sólo para campos simétricos, sino también para los asimétricos. Cualquiera de ellos es fácil de implantar en cálculos indirectos de UM y pueden ser usados para comprobar la constancia del EDWF en controles periódicos.

## Medida y análisis del efecto de una superficie irregular (ESCALÓN) en un haz de electrones para control de calidad de planificadores

ANGULO PAÍN, E.\* , UREÑA LLINARES, A., RAMOS CABALLERO, L.J., QUIÑONES RODRÍGUEZ, L.A., CASTRO RAMÍREZ, I., IBORRA OQUENDO, M.

Hospital Universitario Puerta del Mar, Cádiz.

\* Correspondencia – C-e: esther.angulo.sspa@juntadeandalucia.es

**Palabras clave:** radioterapia, control de calidad, sistema de planificación, superficie irregular, algoritmo de cálculo.

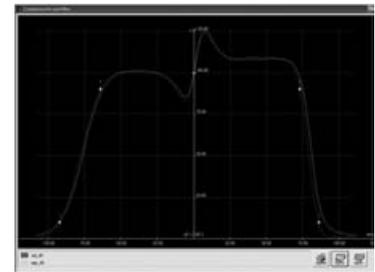
### Introducción

Una de las primeras modificaciones de las condiciones establecidas para el haz de radiación cuando se usa clínicamente, es la interacción con un medio cuya superficie no es regular. La incidencia del haz sobre la superficie del paciente da lugar a una modificación de las curvas de isodosis respecto a las obtenidas en un maniquí semi-infinito y con una incidencia del haz perpendicular a la superficie.

El objetivo del trabajo es analizar el comportamiento del algoritmo de cálculo para electrones de nuestro planificador cuando existe una discontinuidad o escalón en el maniquí con respecto a la incidencia del haz. Es el reflejo de la situación especial en algunas zonas de tratamiento donde la irregularidad en la superficie es muy grande constituyendo la superficie un verdadero escalón, como por ejemplo en zonas próximas a la mandíbula. Por ello, tal y como recoge el Protocolo nacional de control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones de la SEFM en su prueba DOH5, hemos de verificar la precisión del cálculo en las condiciones antes descrita.

### Método

Para la realización de las medidas experimentales, durante la adquisición de datos necesarios para el control de calidad del planificador PCRT para el modelado de un acelerador Siemens Oncor para electrones de 6, 9, 12 y 15 MeV, utilizamos un sistema analizador de haces PTW y cámaras de ionización TM 31010 (PTW) en una cuba de agua MP3. Las medidas se realizaron con campos cuadrados de 15 cm x 15 cm, a distancia fuente-superficie del agua de 100 cm y se colocó un maniquí de foam de 2 cm de espesor cubriendo la mitad del campo para que hiciera las veces de escalón. Se midieron perfiles a distintas profundidades y energías, intentando abarcar la zona de acumulación y la zona a partir del máximo, según nos permitió el montaje experimental. El análisis de las curvas se realizó con el software Mephisto mc<sup>2</sup>(PTW). Por otra parte, se simuló el maniquí en forma de escalón en el planificador PCRT3D v.5.08 de Técnicas Radiofísicas y se utilizaron los algoritmos de cálculo Pencil Beam para el cálculo de perfiles. La comparación entre los resultados experimentales y calculados se realizó mediante el software Densirad v.3 de Técnicas Radiofísicas.



### Resultados y discusión

Las tolerancias establecidas en el protocolo para la diferencias entre ambas curvas son :

- Zona interna: 95% de los puntos discrepancia <7% normalizado el perfil localmente
- Zona de penumbra (90%-10%): 95% de los puntos discrepancia <20% ó 5 mm
- Zona exterior: 95% de los puntos discrepancia <50% local

En caso de la energía de 6 MeV no se han podido hacer una comparación ya que la profundidad de medida se encontraba por debajo

del rango práctico para la mitad del campo y por encima del máximo en la zona del escalón de 2 cm, lo que provocó que la curva tuviera un gran desnivel y aparecieran dificultades a la hora de comparar las gráficas.

Para el resto de energías el porcentaje de puntos en cada una de las situaciones que permanecen dentro de tolerancias se recogen en la tabla siguiente.

En muchos de los casos se cumple que más del 95% están dentro de tolerancias en la zona central y en la de penumbra. Se observa que a menor energía el algoritmo se comporta peor cuando existe un escalón en la superficie.

El análisis es complejo, dado que hay que ir normalizando localmente la curva. Los valores en la zona exterior no quedan ni por asomo dentro de las tolerancias establecidas lo que nos lleva a pensar en un posible fallo en el análisis al no poderse ajustar bien las colas de las curvas.

### Conclusiones

Los cálculos nos muestran en general una buena concordancia con los datos experimentales. Para dicho algoritmo se cumplen las tolerancias establecidas en el protocolo para algunas profundidades en la zona interna y de penumbra, sin embargo no se logran en la zona externa.

La complejidad práctica, desde el punto de vista experimental, se ha superado gracias a un dispositivo de inmersión cedido por Técnicas Radiofísicas y a la inventiva de los radiofísicos para mantener el foam sumergido. Se han obtenido una curvas en agua muy similares a las calculadas, pero convendría comparar los resultados con otros métodos de medida (dosimetría de película, otro tipo de detector, etc...) para confirmar sobre todo los resultados obtenidos en la zona exterior de los haces.

ENERGÍA	PROFUNDIDAD (mm)	ZONA CENTRAL	ZONA DE PENUMBRA	ZONA EXTERIOR
E06	-	-	-	-
E09	30	98.56	100	37.5
	35	45.00	93	22
	40	32.56	75	24
E12	30	73.68	93.48	20.61
	45	98.01	76.19	64.10
	60	93.03	100	63.89
E15	26	96.27	100	3.06
	45	100.00	100	13.41
	59	96.17	80.64	47
	65	91.30	85.44	35.13



## Modelización de mesa de acelerador lineal para aplicación en los diseños de tratamientos radioterápicos 3D y VMAT

---

VELÁZQUEZ MIRANDA, S.\* , JIMÉNEZ DOMÍNGUEZ, M., MATEOS PÉREZ, J.C., HERRADOR CÓRDOBA, M.

S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: santiago.velazquez.miranda@gmail.com

**Palabras clave:** mesa tratamiento, couch, radioterapia, radiotherapy, iBeam evo, IMRT, IGRT, VMAT.

### Introducción

Los nuevos diseños de mesas de tratamiento de carbono para aplicación en IMRT rotacional están siendo sometidos, en múltiples publicaciones, a todo tipo de prueba dosimétricas para determinar su influencia en los tratamientos. De la mayoría de las publicaciones podemos extraer la conclusión de que su influencia no es despreciable, sobre todo en angulaciones próximas a la horizontal. En el caso de la IMRT su influencia se vuelve no intuitiva y, por tanto, difícil de estimar. Estas publicaciones no pueden considerar todas las posibilidades de la práctica clínica, con lo que su aplicabilidad es limitada. Proponemos, por tanto, un ROI-mesa con la geometría exacta de la de tratamiento y densidad ajustada a los datos experimentales, que resuelva la estimación de su influencia en cada caso clínico.

### Material y métodos

Para los tratamientos con VMAT nuestro acelerador dispone de la mesa iBEAM evo. De las descripciones del fabricante, de la publicación Med. Phys. 37, 3595-3606 (2010) y de un estudio CT propio conseguimos la caracterización geométrica exacta de la mesa. Estos datos los trasladamos a una ROI que se importa para cada paciente. El nivel de mesa en este caso se coloca debajo del ROI-mesa para poder considerar su influencia en el cálculo.

La mesa iBEAM evo está fabricada por un fino cascarón de carbono relleno de foam. Definimos por tanto dos ROI: el cascarón o ROI-mesa en anillo, para considerar únicamente el efecto del carbono, y otro para el foam. La densidad por defecto asignada a ambos se determinó por la comparación de datos de atenuación y dosis en superficies calculados en un maniquí (Pinnacle v9.0, algoritmo Collapse Cone, y rejilla de cálculo de  $1 \times 1 \times 4 \text{ mm}^3$ ) y los suministrados en el artículo anteriormente citado.

### Resultados y discusión

Hemos realizado un contorno de mesa de tratamiento que puede ser incorporado en cada dosimetría clínica para considerar sus efectos. Para conseguir una correcta reproducibilidad de los datos de dosis en superficie y atenuación del Med. Phys. 37, 3595-3606 (2010) en 6 MV es necesario la adjudicación de una densidad por defecto para el ROI-mesa en anillo de  $1.7 \text{ g/cm}^3$  y para el ROI foam de  $0.08 \text{ g/cm}^3$ .

### Conclusiones

La creación de una ROI-mesa como fidedigna representación geométrica de la mesa de tratamiento, con densidades por defecto ajustada a los resultados experimentales, permite estimar la influencia que estas tienen sobre cualquier tratamiento de radioterapia independientemente del número de campos o ángulos de incidencia.

## **SICOD: sistema de modificación de la relación anatomofisiológica de órganos y tumores torácico-abdominales en radioterapia**

---

VELÁZQUEZ MIRANDA, S.<sup>1,\*</sup>, GÓMEZ-MILLAN BARRACHINA, J.<sup>2</sup>, ORTIZ SEIDEL, M.<sup>3</sup>, BAYO LOZANO, E.<sup>4</sup>

<sup>1</sup> S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla.

<sup>2</sup> S. Oncología radioterápica, Hospital Universitario Virgen de la Victoria, Málaga.

<sup>3</sup> S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen Macarena, Sevilla.

<sup>4</sup> S. Oncología radioterápica, Hospital Juan Ramón Jiménez, Huelva.

\* Correspondencia – C-e: [santiago.velazquez.miranda@gmail.com](mailto:santiago.velazquez.miranda@gmail.com)

**Palabras clave:** SBRT, radioterapia estereotáxica extracraneal.

### **Introducción**

En radioterapia estamos acostumbrados a perseguir unas distribuciones tumorocidas y, a la vez, tolerables por los órganos circundantes. Esto lo conseguimos normalmente aplicando técnicas para la modulación de los haces, pero pocas y tímidamente lo hacemos alejando mecánicamente el tumor del órgano crítico: tratamiento de mamas en prono o uso del *belly-board*. Lo que pretendemos aquí es más que un sistema de compresión diafragmático o de estereotaxia extracraneal, es un sistema para modificar mecánicamente la relación de órganos torácico-abdominales, tal y como habitualmente la cirugía plantea en las mesas de quirófano. Pretendemos conseguir por ejemplo que un riñón que puede moverse asincrónicamente con la respiración más de 2 cm dentro de su saco de grasa perirenal, se mueva tan solo milimétricamente encastrado en la parte más cerrada y cercana a la columna de su saco, o que podamos reducir el movimiento del diafragma solo en el lado del pulmón afecto, permitiendo una respiración tolerable para pacientes de bajo *performance status*.

### **Material y métodos**

Tras varios prototipos y con la ayuda de una beca de la Consejería de Salud de Andalucía construimos un equipo, el SICOD, en PVC expandido y estructura de nylon con cinco puntos de compresión simultáneos y un gran número de posibilidades de combinación de posiciones e intensidades de compresión.

El paciente seleccionado para tratamiento con SICOD es estudiado en un simulador convencional o en un arco de radiología intervencionista para elegir la mejor configuración del equipo que se adapta a su caso. Posteriormente se realiza una simulación virtual con fusión CT-CT para calcular el margen de PTV y PRV.

### **Resultados y discusión**

Se han tratado hasta el momento 7 pacientes sin que haya que reseñar intolerancia a la compresión del equipo. Especial interés tiene la reducción de los movimientos del riñón con sólo compresión retroabdominal. Son pocos los pacientes para sacar conclusiones cuantitativas generales del estudio cuasiexperimental *tets-postest* (medidas con y sin SICOD de PTV y PRV de cada paciente) sin grupo control.

El SICOD ha sido escogido por la Oficina de Transferencia de Tecnología de Andalucía como invento patentable y comercializable, y ya se ha registrado como patente.

### **Conclusiones**

El SICOD es un equipo que aporta soluciones a la radioterapia que son compatibles con la IGRT o la IMRT.



## Resultados del control diario del posicionamiento del colimador multiláminas 160 MLC de Siemens mediante un array de cámaras

LÓPEZ FERNÁNDEZ, A. \*, RODRÍGUEZ RODRÍGUEZ, C., MARTÍN MARTÍN, G., SÁEZ BELTRÁN, M.

Servicio de Radiofísica. Unidad de Oncología. Hospital Universitario de Fuenlabrada.

\* Correspondencia – C-e: alopezf.hflr@salud.madrid.org

**Palabras clave:** control, posicionamiento, multiláminas, array, cámaras de ionización.

### Introducción

Las técnicas modernas de radioterapia externa, y en particular la radioterapia con modulación de intensidad (IMRT), exigen una precisión submilimétrica en el posicionamiento de los colimadores multiláminas para asegurar que los pacientes reciben las dosis prescritas. Es difícil incluir comprobaciones del posicionamiento con una precisión tan elevada en los programas de control periódico de los aceleradores de un hospital. En este trabajo se presentan los resultados de un método que permite realizar rápidamente comprobaciones de la posición de las láminas con una precisión del orden de décimas de milímetro mediante el uso de un array de cámaras de ionización. El procedimiento se ha aplicado al control diario de los dos aceleradores de nuestro servicio durante 12 meses.

### Material y métodos

Las medidas se han realizado sobre los dos aceleradores Siemens Artiste de nuestro hospital, ambos equipados de un colimador multiláminas 160 MLC, con dos bancos de 80 láminas de 0.5 cm de anchura proyectada en el isocentro. Las medidas se realizaron utilizando el dispositivo Starcheck de PTW, un array de 527 cámaras de ionización distribuidas en varias filas. Para este trabajo se han utilizado la fila central longitudinal y una fila paralela a ésta situada a un lado del detector, a 13 cm del centro. La separación entre las cámaras de cada fila es de 0.3 cm para la central y de 0.5 cm para la lateral. La base del método consiste en realizar una irradiación en la que cada lámina se posiciona de forma que el borde del campo nominal coincida con el centro de una cámara; por lo tanto, la cámara mide la dosis en el centro de la zona de penumbra. Si la lámina no está colocada exactamente en la posición nominal, la penumbra se desplaza y la cámara medirá una dosis diferente. Hemos determinado que un desplazamiento de 0.1 mm supone una variación del 1.5% en la dosis. En el procedimiento de control diario de los aceleradores se incluyeron 6 irradiaciones con las láminas de cada banco alineadas sobre una de las filas. En cada irradiación se desplazó lateralmente la mesa del acelerador para cambiar la posición del detector, y se realinearon los bancos sobre las filas de cámaras; de esta forma se comprobó el posicionamiento de las láminas en 6 puntos de su recorrido. Utilizando el sistema de registro y verificación y el desplazamiento automático de la mesa del acelerador, el tiempo total necesario para realizar las 6 medidas es inferior a 10 minutos. Para poder convertir los datos de dosis en medidas de posición se aplicaron varias correcciones. En primer lugar, fue necesario eliminar la variación de dosis debida a la variación de fluencia del haz a lo largo del banco. A continuación se corrigieron las posibles rotaciones del detector en el plano perpendicular al haz, usando las lecturas de unas cámaras alineadas con las mordazas del acelerador. La principal incertidumbre restante es la debida a la alineación inicial del detector y al desplazamiento lateral de la mesa; para evitarlas se analizó también el desplazamiento de las láminas de un banco respecto de una de las láminas centrales, que se tomó como referencia.

### Resultados y discusión

El análisis de las medidas realizadas a lo largo de un periodo de 12 meses ha puesto de manifiesto la excelente estabilidad de los colimadores. La linealidad en el movimiento de las láminas, promediada sobre cada banco, presenta desviaciones inferiores al 0.4% para un desplazamiento total de 23 cm. La desviación promedio de una lámina respecto a la lámina de referencia de su banco es inferior a 0.2 mm.

### Conclusiones

Con el método propuesto se ha conseguido obtener, mediante un procedimiento rápido, una medida muy precisa del posicionamiento de las láminas del colimador. El análisis de los resultados muestra que los dos colimadores MLC 160 de nuestro servicio han mantenido una excelente estabilidad a lo largo de un año.

## Evaluación de los factores de puesta en escala para el maniquí plástico RW3 de PTW en haces de electrones

MORAL SÁNCHEZ, S.C.\* , BRAGADO ÁLVAREZ, L., ERZILBENGOA, M., GUIASOLA BERASATEGUI, M.A.

Instituto Oncológico de San Sebastián.

\* Correspondencia – C-e: saramoral@yahoo.es

**Palabras clave:** electrones, factor de escala, fluencia, dosis.

### Introducción

En el Código de Práctica Internacional para la dosimetría TRS-398 publicado por la Agencia de Energía Atómica (IAEA, 2004) se presentan, a modo de guía, los valores para el factor de puesta en escala de la profundidad,  $c_{pl}$ , el factor de puesta en escala de la fluencia,  $h_{pl}$  y la densidad nominal,  $\rho_{pl}$ , para algunos materiales plásticos; desaconsejando, en cualquier caso, su uso en haces de electrones de calidades  $R50 > 4 \text{ g/cm}^2$  (Energías por encima de 10 MeV).

En nuestro estudio evaluamos estos factores de puesta en escala para el maniquí plástico RW3 (PTW Freiburg).

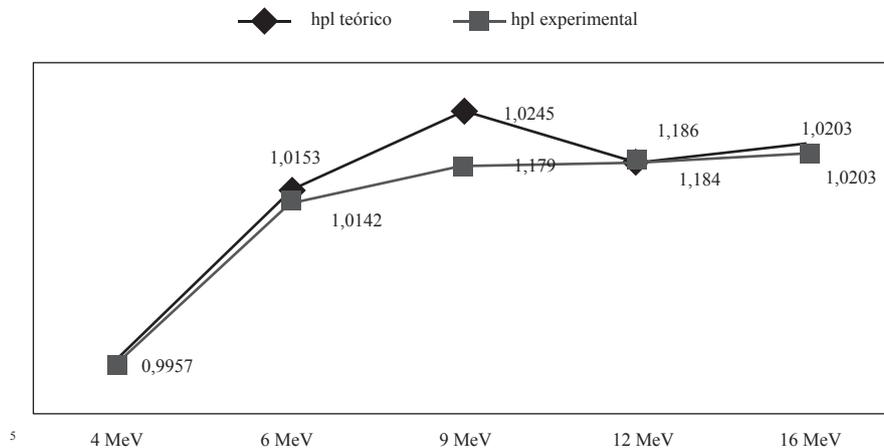
### Material y métodos

Se ha realizado una doble estimación del factor  $h_{pl}$  para el maniquí plástico RW3 de PTW ( $\rho_{pl}=1,045\text{g/cm}^3$  y  $(Z/A)_{\text{eff}}=0,536$ ). Por una parte ha sido medido aplicando a los puntos de referencia ( $Z_{\text{ref}}$ ) un factor de escala  $c_{pl}$  teórico e independiente de la energía, y por otra ha sido calculado una vez encontrados, de forma experimental, tales puntos. Las medidas de dosis absoluta se han realizado para las 5 energías de electrones de uso clínico de un acelerador lineal Varian 21EX (de 4 MeV a 16 MeV). La dosis absorbida ha sido determinada de acuerdo a lo establecido por el protocolo TRS-398 de la IAEA.

### Resultados y discusión

El valor promedio hallado de forma experimental para el factor de puesta en escala de profundidad para el total de las energías es de 1,0124, y para las energías con  $R50 < 4 \text{ g/cm}^2$  (E menores de 10 MeV) es de 1,0016. El valor teórico de  $c_{pl}$  (asumiendo un escalado en profundidad independiente de la energía, i.e.  $R \sim (NZ)^{-1}$ ) con el que se compara es de 1,0092. Empleando el  $c_{pl}$  teórico encontramos un rango de factores de escala de fluencia:  $0,9957 < h_{pl} < 1,0245$ .

El cálculo de los  $h_{pl}$  utilizando los puntos de medida calculados de manera experimental nos conducen al rango siguiente:  $0,9957 < h_{pl} < 1,0197$ . Las diferencias entre estos valores, dentro de cada energía son, en promedio, menores del 0,16%.



### Conclusiones

A la vista de nuestros resultados, observamos como en la estimación de la dosis absoluta de electrones mediante el material plástico RW3 de PTW alcanzamos una mayor precisión aplicando valores individuales de factores de puesta en escala de fluencia para cada energía. El método empleado en el cálculo de la profundidad equivalente a agua incorpora una menor desviación en la medida.



## Incertidumbres en la medida de factores de corrección a la dosis por polarización y recombinación a diferentes energías

ALEJO LUQUE, L.<sup>1,\*</sup>, RODRÍGUEZ ROMERO, R.<sup>1</sup>, CASTRO TEJERO, P.<sup>1</sup>, FANDIÑO LAREO, J.M.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, H. U. Puerta de Hierro Majadahonda.

<sup>2</sup> Centro Oncológico Gallego.

\* Correspondencia – C-e: luis.alejo@salud.madrid.org

**Palabras clave:** incertidumbres, factor de corrección por saturación, factor de corrección por polarización, cámaras de ionización plano-paralelas, cámaras de ionización cilíndricas

### Introducción

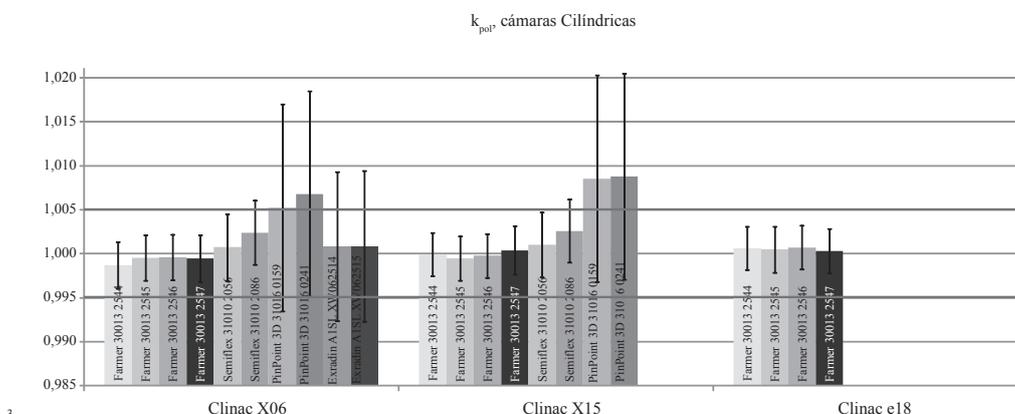
En este trabajo se analizan las medidas e incertidumbres de los factores de corrección a la dosis por polarización ( $k_{pol}$ ) y recombinación ( $k_s$ ) de diferentes cámaras de ionización plano-paralelas y cilíndricas. Los valores han sido obtenidos utilizando haces de fotones y electrones de varias energías nominales generados por aceleradores lineales Varian CLINAC 21EX y Tomotherapy Hi-Art II. Se estudian los casos en los que se puede evitar la aplicación de los factores obtenidos, según el criterio propuesto.

### Material y métodos

Aplicando el protocolo IAEA TRS-398, se han obtenido los valores de  $k_{pol}$  y  $k_s$  para distintas cámaras y energías: cuatro cámaras PTW Farmer 31013 en energías de 6 MV, 15 MV y 18 MeV; dos cámaras PTW Semiflex 31010 y dos cámaras PTW PinPoint 3D 31016 para 6 MV y 15 MV; dos cámaras Exradin A1SL para 6 MV; dos cámaras Roos 34001 y una cámara Markus 34045 para haces de electrones de 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV y 18 MeV. Salvo en el caso de las cámaras Exradin A1SL, cuyos factores de corrección se han obtenido en un acelerador Tomotherapy Hi-Art II, el resto de las cámaras se han caracterizado en un acelerador Varian CLINAC 21EX. Para el cálculo de la incertidumbre en la medida de  $k_{pol}$  y  $k_s$  se ha tenido en cuenta el tratamiento de las correcciones efectuadas en la calibración, y se han obtenido incertidumbres tipo A y B con una cobertura  $K=2$ . Para la aplicación de los factores se propone el siguiente criterio: se aplicará el factor si el valor de la medida supone desviaciones respecto de la unidad superiores al 0.5%, o bien si el intervalo formado por la medida y su incertidumbre expandida no contiene a la unidad. En cualquier caso se tendrá en cuenta dicha incertidumbre en el cálculo de la dosis absorbida.

### Resultados y discusión

No se observan variaciones significativas con la energía en los valores  $k_{pol}$  obtenidos, salvo para las cámaras PinPoint 3D (aumenta con la energía de fotones) y Markus (disminuye con la energía de electrones), si bien sus incertidumbres son comparativamente superiores (incertidumbres relativas superiores al 0.5%, situación que se repite en el caso de las cámaras Exradin A1SL). Se observa que las incertidumbres del factor de polaridad aumentan conforme disminuye el volumen. La cámara Markus presenta valores de  $k_{pol}$  superiores a los obtenidos para cámaras Roos (<1.001). Se aplicará  $k_{pol}$  en el caso de las cámaras PinPoint 3D y Markus en bajas energías (6 y 9 MeV), de acuerdo al criterio propuesto. Los valores de  $k_s$  obtenidos no muestran dependencia con la energía, excepto en el caso de cámaras Farmer y Semiflex, que aumentan con la energía. Para cámaras Farmer los valores  $k_s$  obtenidos en haces de 18 MeV son superiores a 1.007. En las cámaras Roos se observan valores  $k_s$  superiores a 1.007, frente a valores menores de 1.003 en cámara Markus. Todas las incertidumbres relativas de  $k_s$  fueron inferiores al 0.5%. Según el criterio propuesto, habría que aplicar  $k_s$  a todas las cámaras cilíndricas para 15 MV, a las Semiflex en 6 MV y las Farmer en 18 MeV, así como a las Roos para todas las energías de electrones.



### Conclusiones

Se observa un comportamiento homogéneo para cada tipo de cámara (factores y valores de incertidumbre similares) que sugiere la posibilidad de definir factores genéricos de polarización y recombinación.

## Estudio de las técnicas de reconstrucción del espectro primario de rayos X mediante el código de Monte Carlo MCNP5

---

QUEROL, A.\*, GALLARDO, S., RÓDENAS, J., VERDÚ, G.

Departamento de Ingeniería Química y Nuclear Universidad Politécnica de Valencia.

\* Correspondencia – C-e: anquevi@etsii.upv.es

**Palabras clave:** Espectro de rayos X, Monte Carlo, Matriz de respuesta, MTSVD, DSVD, Tikhonov, IPEM 78.

### Introducción

La caracterización del espectro primario de rayos X supone una herramienta muy útil para el control de calidad de equipos de radiodiagnóstico, pero esto presenta muchas dificultades debido a la baja energía de los rayos X (20-150 keV), la alta fluencia de fotones y la falta de espacio de las salas de radiodiagnóstico. Con el fin de evitar estos problemas, se presenta un método mixto experimental-Monte Carlo (MC), en el que se utiliza el programa MCNP5 para simular el proceso real de adquisición de espectros junto con varios métodos matemáticos de reconstrucción de los mismos. La parte experimental incluye un espectrómetro Compton y un detector de germanio de alta pureza (HPGe). El objeto del trabajo es comprobar la validez de los métodos de reconstrucción para obtener el espectro primario de rayos X utilizando un detector HPGe.

### Material y métodos

En el modelo de simulación se ha incluido: una fuente puntual de rayos X obtenida a partir del catálogo de espectros IPEM 78, un espectrómetro Compton y un detector HPGe. Para realizar la reconstrucción de espectros se han utilizado tres métodos matemáticos: el Modificado Truncado de Descomposición en Valores Singulares (MTSVD), el Amortiguado de Descomposición en Valores Singulares (DSVD) y el de Tikhonov.

### Resultados y discusión

La distribución de impulsos en altura (PHD) registrada en el detector está relacionada con el espectro primario mediante la matriz de respuesta del sistema espectrómetro-detector. La matriz de respuesta (R) se obtiene utilizando haces primarios monoenergéticos, con una separación de bin de 0,5 keV, registrando sus PHD's en el detector. Como lo que se quiere obtener es el espectro primario, se necesita calcular la inversa de R. Tras realizar la descomposición en valores singulares de R se observa que éstos tienden a cero y tras el estudio de su número de condición se observa que éste tiende a infinito. De ahí la imposibilidad de hallar la inversa de la matriz por métodos convencionales y la necesidad de aplicar los métodos matemáticos de reconstrucción. En todos los métodos resulta clave hallar el valor óptimo del parámetro de truncamiento. Esto se ha realizado por el criterio de la curva L, que minimiza tanto la norma-2 de la solución como la norma-2 del residuo. Los métodos se han aplicado a distintos espectros primarios, en los que se han modificado las variables de operación: el voltaje, el ángulo y el espesor de filtrado. Tras aplicar los métodos de reconstrucción a las PHDs obtenidas, se ha calculado la resolución de los métodos en términos del valor mínimo de las variables de operación necesario para diferenciar espectros próximos. Además, también se ha calculado el error cuadrático medio (RMS) y los parámetros de calidad del espectro: 1ª y 2ª Capa de Hemirreducción (CHR), el factor de homogeneidad y la energía media del espectro. A la vista de los resultados obtenidos se observa que las principales discrepancias entre el espectro teórico y el reconstruido se encuentran en la zona próxima a las líneas características del espectro. Esto se debe a que la resolución del detector proporciona unas PHDs con picos altos y estrechos que los métodos de reconstrucción tienen dificultades para reconstruir como tal, de modo que dan lugar a picos de menor altura y mayor amplitud.

### Conclusiones

Se ha comprobado la eficacia y robustez de los métodos de reconstrucción: MTSVD, DSVD y Tikhonov para obtener el espectro primario de rayos X utilizado en radiodiagnóstico y mamografía. Para ello se ha obtenido el RMS, cuyo valor ha resultado ser inferior al 10% para cualquier método de reconstrucción. Además, de la comparación entre métodos se ha obtenido el menor valor de RMS para el método de Tikhonov. En cuanto a los parámetros de calidad el error obtenido es inferior al 9%. Del estudio de las variables de operación que influyen en el espectro primario se ha obtenido el valor mínimo necesario para diferenciar entre espectros próximos entre sí: 2 keV, 2 mm de Aluminio y 3°. Los resultados pueden ser mejorables reduciendo el intervalo de energías utilizado para la obtención de la matriz respuesta (de 0,5 keV a 0,1 keV). Si se consiguiera alcanzar un valor de RMS inferior al 3% se podría realizar un cálculo de dosis a partir del espectro reconstruido.

## Uso de una matriz bidimensional de cámaras para el control de calidad diario de un ALE siguiendo diferentes protocolos

RAMOS CABALLERO, L.J.\*, ANGULO PAÍN, E., UREÑA LLINARES, A., IBORRA OQUENDO, M., QUIÑONES RODRÍGUEZ, L., CASTRO RAMÍREZ, I.  
Hospital Universitario Puerta del Mar, Cádiz.

\* Correspondencia – C-e: JosRamos78@gmail.com

**Palabras clave:** starcheck, dosimetría física, parámetros del haz de fotones, control de calidad.

### Introducción

Durante los primeros meses de actividad de un nuevo acelerador lineal de electrones, al comenzar el programa de garantía de calidad, se plantea la necesidad de establecer una constancia inicial del equipo que puede realizarse de distintas formas, dependiendo del equipamiento de medida existente en cada servicio. El disponer de equipos compactos formados por matrices de cámaras de ionización como el que hemos utilizado, facilita esta labor y permite además, comprobar la constancia de otros parámetros que usualmente se chequean con un mayor espaciado temporal.

### Material y método

El acelerador objeto de estudio es un ALE ONCOR Impression de Siemens con cabezal de 160 MLC. Las medidas se realizaron con una matriz bidimensional compuesta por 529 cámaras de ionización dispuestas sobre los ejes principales y diagonales del campo, llamada Starcheck (PTW, Freiburg).

El análisis de los parámetros, simetría y homogeneidad, se realizó siguiendo dos protocolos diferentes: según las recomendaciones de la SEFM y según las propias definiciones del fabricante.

Se realizaron mediciones con Gantry a 0° de perfiles para fotones de 6 MV, tomados en dirección Gun-Target y Left-Right para un tamaño de campo 20x20 cm<sup>2</sup>.

Para extraer los datos se utilizó el software MultiCheck 3.2 (PTW, Freiburg) y para analizarlos una hoja de cálculo Excel 2007. Los perfiles de referencia fueron comparados con los obtenidos por la matriz lineal LA-48 (PTW, Freiburg) en cuba MP3 (PTW, Freiburg) bajo las mismas condiciones.

### Resultados y discusión

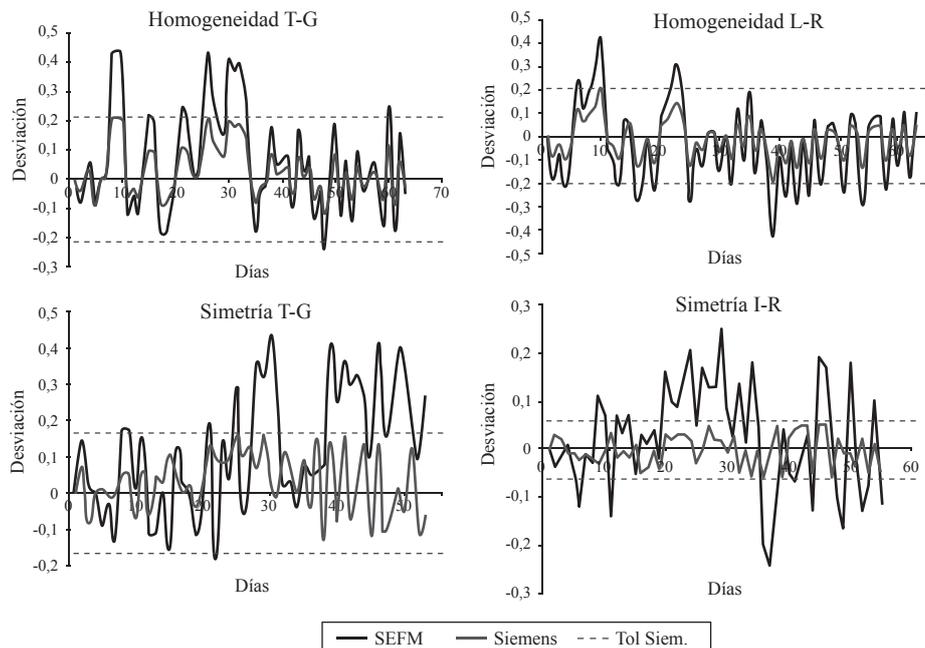
Se ha realizado una representación gráfica para cada parámetro particular, donde se muestran las desviaciones calculadas de cada medida diaria, respecto del valor de referencia y según ambos protocolos.

En las gráficas se representan, además, las tolerancias según las especificaciones de Siemens para sus algoritmos de cálculo, que hacen a estos más restrictivos que las descritas por la SEFM. Las desviaciones calculadas según dicho protocolo quedan sobradamente contenidas en sus tolerancias.

En la tabla quedan recogidos los valores de máxima desviación obtenidos para los diferentes protocolos y las orientaciones de los perfiles.

### Conclusiones

Todos los parámetros quedan dentro de sus respectivas tolerancias, con independencia del protocolo utilizado, si bien existen pequeñas diferencias entre ellos. Esto nos permite verificar que el dispositivo se puede utilizar para este propósito. Starcheck ha demostrado obtener resultados reproducibles de manera sencilla y rápida, además de ofrecer un amplio conjunto de información adicional a la necesaria y válida para garantizar el control de calidad establecido.



DESVIACIÓN MÁXIMA RESPECTO A LA MEDIDA DE REFERENCIA (%)				
	Homogeneidad (SEFM)	Homogeneidad (SIEMENS)	Simetría (SEFM)	Simetría (SIEMENS)
Target - Gun	0,44	0,21	0,44	0,16
Left - Right	-0,43	0,2	0,25	-0,06

## **Control de calidad de la dosimetría de tumores de próstata realizados mediante dosimetría en tiempo real con el sistema de cámara de transmisión COMPASS**

---

DELGADO, J.M.\* , SÁNCHEZ CAYUELA, C., CASAL, M.D., PEREZA, C., BROSED, M.L., SÁNCHEZ, A.

Grupo IMO, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: [jmdelgado@grupoimo.com](mailto:jmdelgado@grupoimo.com)

**Palabras clave:** cámara de transmisión, dosimetría en tiempo real, verificación IMRT.

### **Introducción**

La metodología utilizada más frecuentemente para la verificación de la planificación en IMRT utiliza películas radiocromicas y medidas puntuales en un maniquí homogéneo donde se trasladan los puntos de control del tratamiento. Este sistema tiene el inconveniente de la utilización de un maniquí homogéneo que obvia el efecto de las heterogeneidades y las peculiaridades de la anatomía del paciente. Esto unido al hecho de obtener una evaluación en “tiempo real” de cada fracción de tratamiento nos han llevado a utilizar el nuevo sistema COMPASS (Iba Dosimetry) para la validación de las planificaciones.

### **Material y métodos**

Se ha realizado el estudio en diez pacientes con patología prostática a los que se les ha dado una dosis de 7600 cGy. Se realizó en todos los casos planificación inversa mediante sistema de planificación Pinnacle y se comparó las dosimetrías en diferentes planos con la metodología de la película radiocromica y puntos individuales de dosis con microcámara de ionización. Se comparó los resultados con los obtenidos con esta metodología con la utilizada con una cámara de transmisión COMPASS (Iba Dosimetry) asociada a un planificador 3D con un algoritmo de convolución-superposición. Para la comparación, se utilizaron los histogramas dosis-volumen, perfiles de dosis en los planos seleccionados, dosis absoluta en puntos específicos y volúmenes críticos tanto en el PTV como en los órganos de riesgo.

### **Resultados y discusión**

Se compararon mediante función gamma las distribuciones de dosis en diferentes planos obtenidos con película en un maniquí homogéneo y los obtenidos con la cámara de transmisión y sistema de planificación Compass. Por otro lado, se compararon las distribuciones obtenidas con el sistema Compass y las obtenidas con el planificador pinnacle. En este segundo caso, la verificación se aproxima más a la situación real debido a que permite reproducir el efecto de heterogeneidad en la verificación. Los resultados obtenidos no muestran diferencias significativas en la verificación en un maniquí homogéneo y permiten aproximarse a la situación real en el paciente en el caso de utilizar los datos de pinnacle.

### **Conclusiones**

Las verificaciones de la planificación en los tratamientos de IMRT de próstata mediante un sistema Compass permiten la realización de dicha verificación sin tener que transferir los control point a un maniquí homogéneo y así comprar directamente las distribuciones en el paciente real con las que suministra el sistema compass alimentado con los perfiles de fluencia obtenidos con el planificador pinnacle.



## Características de un detector de transmisión para dosimetría en tiempo real en tratamientos de IMRT

---

DELGADO, J.M.\*, SÁNCHEZ CAYUELA, C., BROSED, M.L., PEREZA, C., CASAL, M.D., SÁNCHEZ, A.

Grupo IMO, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: [jmdelgado@grupoimo.com](mailto:jmdelgado@grupoimo.com)

**Palabras clave:** cámara de transmisión, dosimetría en tiempo real, verificación IMRT.

### Introducción

La dosimetría en tiempo real está teniendo cada vez un mayor protagonismo en el aseguramiento de la dosis por fracción que reciben los pacientes. Teniendo en cuenta que las nuevas técnicas de IMRT/IGRT permiten un escalamiento de dosis y además favorecen el hecho de que los tratamientos sean hipofraccionados, los errores en cada fracción pueden ser muy significativos y tener consecuencias no recuperables.

El presente trabajo tiene por objeto el estudio de una cámara de transmisión que permita la determinación de la fluencia de cada campo/segmento en un tratamiento modulado para verificar mediante dosimetría directa, en un planificador que utiliza la misma anatomía que se ha utilizado en la prescripción del tratamiento, la dosis recibida en cada sesión y compararla con la calculada en el planificador.

### Material y métodos

La cámara utilizada corresponde a la cámara Compass que contiene 1600 cámaras de ionización espaciadas 6.5 mm y con un volumen de 0.02 cm<sup>3</sup> dispuestas en una matriz de 40x40 cm en el isocentro. Se midieron curvas de rendimiento en profundidad en agua mediante cámara de ionización y detectores de estado sólido para campos desde 1x1 hasta 40x40 cm. Se determinó el efecto de la cámara sobre la dosis en la superficie del maniquí y se evaluó la linealidad y repetibilidad en la posición de la cámara. Los perfiles de dosis en superficie se midieron con película gafchromic cada dos milímetros y medio desde la superficie hasta el pico de máxima dosis y con detectores semiconductores.

Se determinó el efecto de atenuación del haz como consecuencia de la interposición en el haz terapéutico. Con los valores obtenidos se modeló el planificador Compass desarrollado por RaySearch para Iba Dosimetry. El motor de cálculo utiliza un algoritmo de convolución-superposición. Los datos de caracterización del haz con la cámara puesta se introdujeron en el planificador de pinnacle con el cual se hace la IMRT con planificación inversa y determina la segmentación de los haces. Se valoraron los histogramas de dosis-volumen obtenidos con ambos planificadores, así como los valores de la función gamma al hacer la comparación de planos de cálculo similares en los dos planificadores.

### Resultados y discusión

De las medidas realizadas muestran un ligerísimo efecto sobre la dosis superficial debido a la población de electrones generados en la cámara de transmisión. Sin embargo la realización de los perfiles nos muestra el efecto de atenuación de las cámaras frente al material de su entorno que solo se pierde para profundidades próximas a los 10 cm. Con los datos obtenidos se determinaron los parámetros del algoritmo del motor de cálculo y se compararon con los introducidos en pinnacle observándose una concordancia de diferentes distribuciones para profundidades de tipo medio.

Se observó también que la utilización de la cámara para la realización de dosimetría en tiempo real tiene una sensibilidad limitada debido a las propias características del nivel de interlock del acelerador.

### Conclusiones

El sistema Compass compuesto por la cámara de ionización de transmisión y el motor de cálculo permite la verificación de tratamientos de IMRT. Su utilización como método para determinar errores en las variaciones en la posición de la lámina depende mucho de las características de modulación del tratamiento y de los niveles de interlock del acelerador.

## Verificación automática del posicionamiento de MLC y mordazas en un acelerador ONCOR

DOMÍNGUEZ FOLGUERAS, A. \*, PINZA MOLINA, C., RAMIREZ, T., FERNÁNDEZ CEREZO, S., MORILLAS PÉREZ, D., GARCÍA GÓMEZ, S.  
Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria, S.C. de Tenerife.

\* Correspondencia – C-e: folgueras@gmail.com

**Palabras clave:** EPID, control de calidad, MLC.

### Introducción

El aumento del número de tratamientos de IMRT requiere un control de calidad del MLC fiable, preciso y rápido. El análisis con película convencional implica un tiempo de adquisición, procesado y análisis demasiado largo y tedioso en la realización del control de calidad rutinario. La adquisición de imágenes del EPID se presenta como una alternativa muy útil dada su fácil adquisición, almacenado y posterior análisis.

En este trabajo presentamos un método automatizado para la realización del control de calidad del posicionamiento del MLC y las mandíbulas de un acelerador ONCOR (Siemens), analizando las imágenes del EPID con un software desarrollado en nuestro Servicio.

### Material y métodos

Se utilizó un acelerador ONCOR, equipado con un MLC de 82 láminas (OptiFocus), y un haz de 6 MV. Las imágenes fueron adquiridas utilizando un EPID OptiVue 1000ST con área activa de 41x41 cm<sup>2</sup> y un tamaño de pxel de 0.4x0.4 mm<sup>2</sup>, con una DFD de 115 cm, manteniendo todas las correcciones automáticas.

La validación de los resultados obtenidos a partir de las imágenes del EPID, se realiza por comparación con el análisis convencional mediante películas XV-Omat, situadas en el isocentro con 15 mm de agua sólida.

Tanto las imágenes del EPID como las películas se realizaron con 40UM sin resetear la posición del MLC.

Se analizaron campos simétricos (5x5, 10x10 y 20x20 cm<sup>2</sup>), diferentes posiciones asimétricas de las mandíbulas Y1 e Y2 (-5, 0, 5, 10 y 15 cm) y de las bancadas del MLC (-10, -5, 0, 5, 10 y 15 cm); en todos los casos, se realizaron varias imágenes para comprobar la reproducibilidad del método.

Las imágenes del EPID fueron analizadas utilizando un software propio (DoradaQA), desarrollado en nuestro servicio y basado en Matlab (2010b). Las películas fueron escaneadas a 400dpi con un escáner Vidar, y analizadas con el software ImageJ. Las posiciones simétricas y asimétricas de las mandíbulas se estudiaron respecto al eje central. En ambas bancadas del MLC, el análisis se realizó a partir de los resultados de los parámetros *major* y *minor offsets*, tal como se definen en la ref. 1. Los resultados obtenidos se compararon utilizando el software de análisis estadístico SPSS.

### Resultados y discusión

En las posiciones simétricas y asimétricas de las mordazas, la diferencia media entre los resultados del análisis de imágenes del EPID y película es de 0.3 mm (SD=0.5 mm), con una diferencia máxima de 1.15 mm.

En cuanto a las posiciones del MLC, la diferencia media en el *major offset* es de -0.16 mm (SD=0.6 mm), mientras que para los *minor offsets* la media es de 0.06 mm (SD=0.3 mm). Los resultados completos por posición de cada bancada se presentan en la Tabla 1.

**Tabla 1.** Resultados de las diferencias en el *major* (posición nominal menos posición de la lámina central) y *minor* (posición de cada lámina respecto a la central) *offset* en película y EPID

Posición prescrita (cm)		15	10	5	0	-5	-10
Major offset							
	X1 (mm)	0,29	-0,17	-0,52	0,40	-0,33	-1,30
	X2 (mm)	0,21	-0,05	0,84	0,00	-0,48	-0,82
X1 minor offset							
	mediana (mm)	0,03	0,01	0,15	0,28	0,05	-0,01
	media (mm)	0,04	0,01	0,17	0,26	0,05	-0,14
	SD (mm)	0,08	0,21	0,13	0,13	0,23	0,39
X2 minor offset							
	mediana (mm)	0,02	0,28	0,13	0,02	-0,5	0,00
	media (mm)	0,14	0,26	0,11	0,09	-0,05	-0,08
	SD (mm)	0,42	0,12	0,08	0,25	0,10	0,38

Las diferencias obtenidas entre ambos métodos son del orden del tamaño de píxel, y compatibles con la precisión del método convencional (0.5 mm).

### Conclusiones

El software DoradaQA resulta una herramienta útil y consistente para la realización del control de calidad rutinario de la posición del MLC y de las mandíbulas a través del EPID, tras un estudio comparativo con imágenes de EPID y película.

### Referencias

[1] Baker, S.J.K. et al. (2005). "Use of an amorphous silicon electronic portal imaging device for multileaf collimator quality control and calibration", *Phys. Med. Biol.* **50** 1377-92.

## Comparación de Tissue-Maximum Ratio y Output Factors con el ESTRO booklet 6 para un acelerador Siemens Primus Mevatron

LUPIANI CASTELLANOS, J.\* , QUIÑONES RODRÍGUEZ, L.A. , RICARTE REINA, J.M., RAMOS CABALLERO, L.J., ANGULO PAÍN, E., CASTRO RAMÍREZ, I.J., IBORRA OQUENDO, M.A., UREÑA LLINARES, A.

Hospital Universitario Puerta del Mar, Cádiz.

\* Correspondencia – C-e: jlupianic@gmail.com

**Palabras clave:** tissue-maximum ratio, output factor, tissue-phantom ratio.

### Introducción

El Booklet 6 de la ESTRO proporciona datos numéricos de diferentes magnitudes recogidas en cuatro aceleradores diferentes y para diferentes calidades del haz.

Aunque el fin de dicha guía es el cálculo y verificación de unidades monitor, nosotros hemos utilizado los datos del acelerador Siemens Primus Mevatron de fotones de 6 MV para realizar un control de calidad de las medidas experimentales para el tissue-maximum ratio (TMR) y los output factor (OF) en aire y en maniquí.

### Material y métodos

Para la realización de las medidas hemos utilizado un sistema analizador de haces PTW y cámaras de ionización TM 31010 (PTW) y TM 30013 (PTW), las medidas se realizaron bajo las condiciones de referencia de: distancia fuente-superficie de 100 cm, y tamaño de campo 10 cm x 10 cm sobre la superficie y profundidad de referencia de 1.5 cm. Excepto para OF donde las medidas se realizaron a distancia fuente detector de 100 cm.

Las medidas recogidas en el Booklet 6 se realizaron con 10 cm de profundidad de referencia, una distancia fuente-detector de: a) 100 cm y tamaño de campo de referencia de 10 cm x 10 cm a esa distancia, o b) distancia fuente-superficie 100 cm y tamaño de campo de referencia de 10 cm x 10 cm, en la superficie del maniquí.

Para realizar la comparación de ambos conjuntos de medidas, procedimos a transformar nuestros datos de manera que fuesen directamente comparables a los del Booklet 6.

De las medidas que realizamos calculamos el  $TMR(x,A)$  que debimos transformar a tissue-phantom ratio  $TPR_{100}(x,A)$  para la realizar la comparación.

$$TPR_{100}(x,A) = \frac{TMR(x,A)}{TMR(100,A)}$$

La comparación de OF en aire se realizó directamente ya que las condiciones de medida no influyen en este caso. Para los OF en maniquí, nuevamente debimos transformar nuestras medidas para poder realizar la comparación:

$$S_p^{ESTRO}(A) = S_p(A) \frac{TMR(100,A)}{TMR(100,100)}$$

### Resultados y discusión

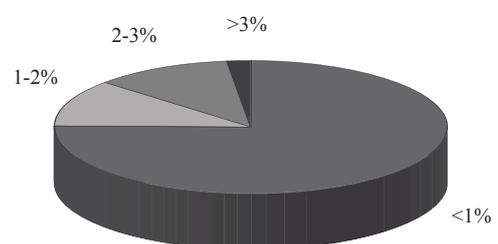
La comparación de los OF en aire y en tejido indica que para los tamaños medidos no existen diferencias superiores a 1.7% entre nuestros valores y los reflejados en el Booklet no. 6.

Las diferencias encontradas entre los TPRs, son en el 88.55% de los puntos comparados menores del 2% y sólo en el 1.35% de los puntos, todos cercanos a la superficie del agua, encontramos diferencias mayores al 3%, pero que en ningún caso llegan al 5%.

Los puntos en los que se encuentran diferencias mayores del 3% se encuentran todos en la zona de acumulación, donde además de existir contaminación electrónica en el haz, la cámara no se encuentra en equilibrio electrónico por lo que las medidas presentan mayores incertidumbres. Las diferencias no las podemos achacar a la diferencia de calidad en los haces de ambas máquinas, ya que antes de comenzar comprobamos que éstas eran iguales, al diferenciarse el  $TPR_{20,10}$  de ambas únicamente en un 0.009%.

### Conclusiones

Las comparaciones realizadas nos indican que en todos los OF y en la mayoría de los puntos comparados para el TPR nos encontramos diferencias inferiores al 2%, lo que se encuentra dentro de la tolerancia establecida por el Protocolo de control de calidad de aceleradores de electrones para uso médico. Asimismo vemos que el Booklet 6 se muestra como una buena herramienta a la hora de realizar un control de calidad de las medidas experimentales realizadas.



## Calibración en agua de las películas radiocrómicas Gafchromic® EBT-2. Efectos de Secado

HERRERO, C.\*, PÉREZ-ALIJA, J., ALAMÁN, C., ALMANSA, J., VILCHES, M.

Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada.

\* Correspondencia – C-e: carmenherreroapellan@gmail.com

**Palabras clave:** radiocrómica, curva de calibración, inmersión en agua, efecto secado.

### Introducción

Recientes estudios [1] demuestran que la inmersión en agua de películas radiocrómicas Gafchromic® EBT-2 tiene sobre estas un doble efecto: una difusión progresiva del agua a través de sus bordes (hecho sobre el que nos advierte el fabricante y cuyo efecto podemos evitar eligiendo una región de análisis adecuada) y una hidratación uniforme a través de las láminas de poliéster, lo que produce una variación en la medida de densidad óptica (DO) de la película. Este último efecto es despreciable para tiempos de inmersión inferiores a 30 minutos. En este trabajo estudiamos el efecto de la hidratación y el secado en este tipo de películas cuando han sido sumergidas durante 24 horas.

### Material y métodos

Para este estudio utilizamos tres películas EBT-2 de un mismo paquete. Cada una de ellas fue escaneada y posteriormente cortada en 12 trozos iguales (un set) de 6.4 cm x 6.4 cm, realizándose a continuación un escaneado de cada uno de los trozos. Para cada película, uno de los 12 trozos no es irradiado y los otros 11 lo son con dosis de 10, 20, 30, 40, 50, 80, 100, 150, 200, 250 y 300 cGy. El primer set de doce (que será el set de control) fue irradiado y guardado durante 24 horas. El segundo set fue primero sumergido en agua durante 24 horas e irradiado a continuación. El tercero fue irradiado e inmediatamente después sumergido en agua durante 24 horas. Durante las 24 horas de almacenado o inmersión, los sets fueron protegidos de la exposición a la luz mediante una cobertura opaca. A continuación las películas fueron escaneadas. El escaneado de cada set se repitió en intervalos de tiempo prefijados para analizar la evolución temporal de la curva de calibración. El tiempo de escaneado del set se considera despreciable frente al intervalo de tiempo transcurrido entre escaneados sucesivos. Para la irradiación utilizamos un acelerador Varian Clinac® 600, colocando las películas en el plano del isocentro entre láminas de plástico equivalente a agua (PTW SW3®, 3 cm por encima y 2 cm por debajo) y con un campo 10 cm x 10 cm. Los trozos de película son marcados para garantizar la misma orientación a la hora de irradiar y escanear. El escaneado se realizó en modo *portrait* en un escáner plano RGB Epson Perfection V750 Pro®, utilizando una plantilla-guía de cartulina para asegurar que las películas son siempre colocadas en el mismo lugar del escáner. Por otro lado, con una balanza de precisión medimos la variación del peso con el tiempo de dos láminas sumergidas durante 24 horas: una no irradiada y otra irradiada a 300 cGy.

### Resultados y discusión

La DO neta se midió como  $DO = \log(VP_{inicial}/VP)$ , considerando como valor de píxel (VP) el valor medio en una ROI centrada en la película y de tamaño 1.4 cm x 1.4 cm y siendo  $VP_{inicial}$  el de cada película antes de ser sumergida e irradiada. La DO control para cada nivel de dosis es la leída en la lámina control (seca) en el mismo instante en el que medimos la DO de las películas humedecidas, pudiendo tener en cuenta de esta manera el efecto de post-coloración. El comportamiento de las películas irradiadas antes de la hidratación es el mismo que para las irradiadas tras la hidratación, por lo que no haremos distinción entre ellas. Observamos que 24 horas después de la irradiación las películas hidratadas tienen un valor de DO mayor que el de las secas, siendo esta variación en valor absoluto constante para todas ellas y por tanto independiente de la dosis (Figura).

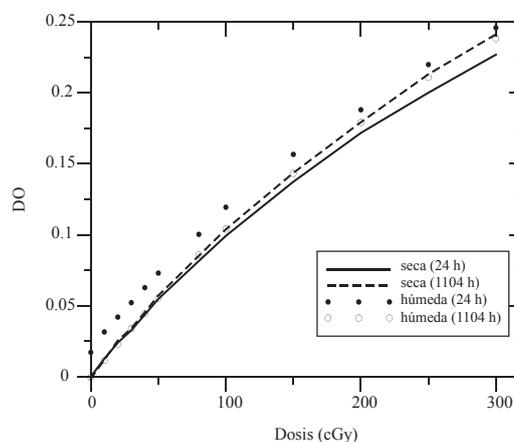
Suponemos que este aumento es debido a la cantidad de agua que atraviesa las láminas de poliéster, y que esta depende sólo del tiempo que las películas se encuentran sumergidas. Los errores que se cometen en la estimación de dosis en este momento llegan a ser de hasta un 13% para las películas irradiadas a las dosis más altas.

A medida que las láminas se secan se observa cómo los valores de DO tienden a recuperar el valor de DO de la película control. En la gráfica se muestra una lectura de las películas realizada a las 1104 horas (mes y medio) tras la irradiación. Vemos que en este momento las películas húmeda y de control (seca) muestran un mismo valor de DO. La variación en la DO del set de control desde la lectura a las 24 horas hasta la realizada a las 1104 horas se debe a la postcoloración, mientras que esta variación en las películas humedecidas se debe a la post-coloración y al secado.

### Conclusiones

El efecto de penetración del agua a través de las láminas de poliéster en las películas EBT-2 habrá de ser tenido en cuenta en las medidas en las que sean necesarios tiempos de inmersión superiores a 30 minutos, como son por ejemplo las realizadas con fuentes de braquiterapia de baja tasa, ya que si utilizamos una calibración en seco para estimar la dosis en películas hidratadas, los errores cometidos serán apreciables y dependientes del instante en que realicemos la lectura.

[1] Aldelaijan, S. et al. (2010). *Medical Physics* 37, 3687-3693.





## Sensibilidad del control de calidad de un colimador multilámina dinámico utilizando un sistema electrónico de imagen portal

LATORRE MUSOLL, A.\* , JORNET SALA, N., CARRASCO DE FEZ, P., EUDALDO PUELL, T., RODRÍGUEZ LATORRE, D., MARTÍNEZ JURADO, T., VILAR PALOP, J., RUIZ MARTÍNEZ, A., RIBAS MORALES, M.

Servei de Radiofísica i Radioprotecció, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, Av. Sant Antoni Maria Claret 167, 08025 Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: alatorre@santpau.cat

**Palabras clave:** control de calidad, colimador multilámina, test de sensibilidad, imagen portal, portal dosimetry.

### Introducción

La disponibilidad de los *Electronic Portal Image Devices* (EPID) y de unas herramientas de software adecuadas ha posibilitado que ciertas pruebas de control de calidad del colimador multilámina (CML) puedan basarse en el análisis de imágenes portales de distintas configuraciones test, estáticas y/o dinámicas, del CML. Nuestro centro ha implementado recientemente dicha sistemática para el control de calidad diario del CML, en sustitución de las valoraciones visuales (semicuantitativas) de la proyección de la luz de campo sobre plantillas milimetradas de ciertas configuraciones test estáticas del CML. Para este propósito, se han diseñado 5 tests que cubren varias disposiciones estáticas (CML cerrado, campos cuadrado e irregular, y límites de movimiento en ambas direcciones), además de 3 tests dinámicos (test de velocidad, *picket fence* y *sweeping gap*).

En este trabajo se presenta la sensibilidad de dichos tests para detectar errores en el posicionamiento o en la velocidad de las láminas del CML.

### Material y métodos

Los tests de sensibilidad se han realizado en dos aceleradores lineales Clinac 2100C/D (Varian Medical Systems), equipados con idénticos CML Millenium 120. Los EPIDs, modelo IDU20 con unidad de adquisición IAS3, están compuestos de silicio amorfo de dos especificaciones distintas, aSi1000 y aSi500-II, con resoluciones de 0.39 y 0.78 mm y matrices de 1024x768 y 512x384 respectivamente. Ambos están calibrados para dar dosis absorbida en agua a la profundidad del máximo de dosis para las energías disponibles (6 y 15 MV).

Para evaluar la sensibilidad de los tests implementados se han introducido una serie de “errores” controlados en dichos tests: modificación de la posición de ciertas láminas (entre 0.05 y 2.5 mm) en las 5 configuraciones estáticas y variaciones de la velocidad de ciertas láminas (entre 0.03 y 0.33 mm/s) o del *gap* entre pares de láminas (entre 0.1 y 2.0 mm) en las 3 configuraciones dinámicas. Se han adquirido las imágenes portales de las configuraciones test *con* y *sin* “errores” de forma consecutiva para minimizar las incertidumbres en el posicionamiento del EPID. Con el software Portal Dosimetry (v8.8), se ha realizado una sustracción de las distribuciones de dosis de cada par de imágenes, y se han correlacionado las discrepancias medidas con la magnitud real de los “errores” introducidos.

### Resultados y discusión

En las configuraciones estáticas, las discrepancias medidas en las posiciones de las láminas se relacionan linealmente con los “errores” introducidos, con pendiente  $1.185 \pm 0.008$  ( $r^2 = 0.996$ ) para aSi1000 y  $1.182 \pm 0.007$  ( $r^2 = 0.997$ ) para aSi500-II. Simplificando a un modelo  $\Delta x_{\text{medido}} = 1.2 \Delta x_{\text{real}}$  para ambos detectores, las medidas se ajustan a dicha relación con una desviación cuadrática media de 0.07 mm y con una desviación máxima de 0.2 mm.

En el test de velocidad, se puede demostrar teóricamente que las discrepancias de dosis  $\Delta D$  medidas a mitad de recorrido de una lámina dependen linealmente de su desviación  $\delta v$  (pequeña) con respecto a su velocidad nominal  $v$ , con una pendiente que además depende de la tasa de dosis  $d$  y del recorrido de la lámina  $L$ ,  $\Delta D = (dL/2v^2)\delta v$ . Los resultados tienen, efectivamente, un comportamiento lineal ( $r^2 > 0.99$  en el 73% de los tests realizados) con pendientes compatibles con las teóricas. Las medidas distan del modelo teórico, tomado como referencia, en no más de un 10% de su valor (20% en casos extremos). Cabe destacar que este acuerdo está altamente afectado por la incertidumbre del parámetro  $d$  (tasa de dosis en condiciones de medida en unidades Portal Dosimetry, CU/s) y de la validez de la aproximación lineal, que conjuntamente se estiman en un 5-10% (compatible con los resultados).

En el test *sweeping gap*, las discrepancias dosimétricas medidas se relacionan linealmente con los “errores” introducidos en el *gap* ( $g$ ) de cada par de láminas con pendiente  $1.288 \pm 0.016$  CU/mm ( $r^2 = 0.996$ ). Tomando el modelo  $\Delta D_{\text{medido}} = 1.288 g$ , las medidas se ajustan a dicha relación con una desviación cuadrática media de 0.08 CU, inferior a un 10% del valor de medida (20% en casos extremos). Los “errores” introducidos en el test *picket fence* se traducen en discrepancias posicionales a la vez que dosimétricas en los *gaps* (no hay una proporcionalidad directa entre “discrepancia” y “error” introducido), y se opta por valorar este test solo de forma cualitativa.

En resumen, se detectan errores de posicionamiento de las láminas en modo estático y de los *gaps* en modo dinámico a partir de 0.1 mm, con una incertidumbre en ambos casos de 0.06 mm ( $k = 1$ ). Se detectan errores en la velocidad de las láminas a partir de desviaciones del 1% del valor nominal.

## **Conclusiones**

Se han encontrado relaciones perfectamente lineales entre los “errores” introducidos en las configuraciones test del CML y las correspondientes discrepancias medidas. Por consiguiente, se pueden cuantificar las anomalías del CML gracias a los coeficientes de proporcionalidad hallados en este trabajo a partir de medidas muy simples (de dosis o de distancias) sobre las imágenes portales.

Los controles de calidad implementados son más cómodos y rápidos de realizar, elevan enormemente la predictibilidad de los tests (las posibles anomalías son detectables a un nivel con escasa trascendencia clínica) y los resultados no dependen apreciablemente de la resolución de nuestros detectores.

Los resultados presentados se han obtenido bajo condiciones controladas e ideales. Sin embargo, en los controles diarios debe tenerse en cuenta la inexactitud en el centraje del EPID, que se traduce en un mismo desplazamiento sistemático de todas las láminas en todos los campos, y por lo tanto, es fácil de detectar y de corregir.



## **Propuesta de protocolo de control de calidad de un densitometro óseo de energía dual a partir del protocolo español de control de calidad de radiodiagnostico**

---

SÁEZ, F.\*, BENITO, M.A., COLLADO, P., SÁEZ, M.

Servicio de Radiofísica del Complejo Asistencial de Zamora.

\* Correspondencia – C-e: fsaezb@saludcastillayleon.es

**Palabras clave:** absorciometría dual de rayos X, calidad de imagen, calidad del haz de radiación, dosis a paciente, dosis de área.

### **Introducción**

Un densitómetro óseo de energía dual es un equipo emisor de Rayos X diseñado específicamente para medir la densidad ósea del hueso. La Absorciometría Dual de Rayos X es una técnica que permite la determinación directa de la densidad ósea evaluando la transmisión de dos diferentes energías a través del cuerpo. El tubo de Rayos X se sitúa sobre un sistema de desplazamiento, generalmente debajo de la mesa, que permite su movimiento longitudinal y transversal. El sistema detector de imagen se mueve de forma solidaria con el tubo a medida que se hace la exploración. Los datos obtenidos se digitalizan para su posterior evaluación y análisis. Estos equipos suelen tener configurados sus propios Protocolos diarios de Control de Calidad, mediante maniqués propios, en los que se chequean las principales características, como los movimientos longitudinal y transversal, sistema de Rayos X y Detector, así como la calibración diaria. En este Artículo se propone la realización de pruebas adicionales para completar las Pruebas indicadas por el Protocolo Español de Control de Calidad de Radiodiagnóstico, teniendo en cuenta las características particulares de este tipo de unidades, e incluyendo en estas pruebas la estimación de dosis a paciente y la evaluación de dosis de Área. También se plantea la posibilidad de verificar de forma independiente las pruebas de Control de Calidad que se hacen de forma automática.

### **Material y métodos**

Las pruebas se hicieron en un densitómetro GE Lunar IDX A, con software de análisis enCORE™. Se utilizó tanto el maniquí de densidades como el maniquí de columna del que dispone la Unidad. Para las pruebas dosimétricas se utilizó una cámara de transmisión y planchas de Aluminio. Para la dosimetría de Área se utilizó un monitor de Radiación portátil Inovision. También se utilizó un chasis digital para evaluar el tamaño de Se utilizaron herramientas de Análisis de imágenes digitales

### **Resultados y discusión**

Se muestran las pruebas realizadas junto con sus resultados. A las pruebas realizadas de forma automática por la Unidad, se han añadido las pruebas aplicables a este tipo de equipos por el Protocolo Español de Control de Calidad de Radiodiagnóstico. También se han planteado métodos para verificar de forma independiente las pruebas de Control de Calidad que se hacen de forma automática

Conclusiones: se ha propuesto un Protocolo de Control de Calidad para equipos de Densitometría Ósea de Absorciometría dual para evaluar las principales características de Seguridad, características dosimétricas, movimientos del equipo, Calidad del haz de radiación, Calidad de Imagen, dosis a paciente y dosimetría de área, teniendo en cuenta el particular diseño de este tipo de equipos.

## Procedimiento optimizado para la calibración y verificación del colimador multiláminas de un acelerador Synergy de ELEKTA

CASTEL MILLÁN, A.<sup>1,\*</sup>, PRELLEZO MAZÓN, A.<sup>2</sup>, FERNÁNDEZ IBIZA, J.<sup>1</sup>, ARNALTE OLLOQUEQUI, M.<sup>1</sup>, ARMENGOL MARTÍNEZ, S.<sup>1</sup>, RODRIGUEZ REY, A.<sup>1</sup>, GUEDEA EDO, F.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Oncología Radioterápica, USP Instituto Dexeus.

<sup>2</sup> Servicio técnico, Elekta Medical S.A.

\* Correspondencia – C-e: antoni.castel@usphospitales.com

**Palabras clave:** MLC, colimador multiláminas, calibración de un MLC, control de calidad, IMRT.

### Introducción

El objetivo de este trabajo es el de diseñar un procedimiento optimizado para la calibración y verificación de un colimador multiláminas de forma que permita utilizar el EPID y la placa radiográfica de forma complementaria, utilizando sistemas de proceso diferente. Con este procedimiento disponemos de dos sistemas alternativos equivalentes de medida que obtienen los mismos parámetros para la calibración del multiláminas del acelerador Synergy de Elekta.

### Material y métodos

El procedimiento desarrollado se aplica sobre el colimador multiláminas del acelerador Synergy de la firma ELEKTA, tanto a los colimadores externos y de cierre de las láminas como a las propias láminas.

El trabajo que se presenta consiste en diseñar un procedimiento de calibración alternativo y equivalente al AutoCAL. Para ello se han utilizado como dispositivos de adquisición de imágenes tanto el EPID como la placa radiográfica. Las imágenes obtenidas por el EPID han seguido los tests establecidos por el AutoCAL y las imágenes por placa radiográfica han seguido algunos de los tests del AutoCAL y los nuestros propios.

Se han determinado los parámetros de calibración del MLC por los dos sistemas:

- Con el AutoCAL a partir de las imágenes obtenidas por el EPID aplicando sus tests definidos

Con nuestro sistema a partir de las imágenes anteriores y con las imágenes por placa radiográfica.

### Resultados y discusión

Los pasos previos a la puesta en marcha del procedimiento nos permitió determinar:

- Las equivalencias entre las UE y la unidad física de longitud, de forma que para:
- Los factores a tener en cuenta por la digitalización mediante el escáner de sobremesa que se dispone.
- Que el software del AutoCAL emplea una serie de correcciones en las que tiene en cuenta la angulación del panel de silicio con el eje “in line” con respecto al haz de radiación, la rotación de los ejes que definen el isocentro de radiación con respecto al centro de coordenadas del panel de silicio y la rotación de los ejes que definen el isocentro mecánico (o luminoso) con respecto a los ejes que definen el isocentro de radiación y que no son consideradas en nuestro método.
- El porcentaje de detección de borde de campo a aplicar en el AutoCAL sobre las láminas
- El modelo que a implementar en nuestro software para describir la posición verdadera de una lámina i o de un colimador.
- El procedimiento de corrección de la corrupción de las imágenes obtenidas por el EPID al ser analizadas tanto por el AutoCAL como por el OmniPro I<sup>m</sup>RT y qué tamaño de pixel debe considerarse al importar las imágenes del EPID al OmniPro I<sup>m</sup>RT.
- En la Tabla 1 se presentan los parámetros globales obtenidos por ambos sistemas de medida.

**Tabla 1.** Parámetros determinados por el AutoCAL y nuestro sistema

Sistema	Ganancia global	Major Offset Y2	Major Offset Y1
AutoCAL con imágenes EPID	2604	3641	4001
Nuestro sistema con imágenes EPID	2607	3638	3991
Nuestro sistema con imágenes de placa según nuestro protocolo	2610	3647	4000

- Las desviaciones encontradas en las ganancias individuales obtenidas por los dos métodos con las mismas imágenes (EPID) o con placas radiográficas no son significativas. En el caso de las desviaciones en los “minor offsets” las diferencias tampoco son significativas entre las imágenes EPID y métodos diferentes, pero si se encuentran diferencias entre imágenes EPID y radiográficas por los dos métodos en las láminas extremales.

### Conclusiones

Se observa que las diferencias existentes en la evaluación de los parámetros por el método del AutoCAL y por el del OmniPro para las imágenes obtenidas por el EPID son debidas a que en nuestro sistema no consideramos las correcciones angulares que aplica el AutoCAL, en cambio procesando con nuestro sistema las imágenes radiográficas según nuestro protocolo, donde no aplican estas correcciones, los valores obtenidos son muy similares con los del AutoCAL, puesto que las diferencias que se observan se encuentran por debajo de los 0,5 mm, que es la incertidumbre que tenemos en nuestro método. Por tanto la calibración del MLC por el método que hemos diseñado es equivalente a la que efectúa el AutoCAL. Por lo que podemos realizar procedimientos de calibración y verificación alternativos.

## Estudio comparativo con 5 detectores de radiación de los perfiles en campos pequeños

TORTOSA OLIVER, R.A.<sup>1,\*</sup>, DEL CASTILLO BELMONTE, A.<sup>1</sup>, BENITO BEJARANO, M.A.<sup>2</sup>, ALONSO HERNÁNDEZ, D.<sup>1</sup>, SÁEZ BELTRÁN, F.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica, Hospital Clínico Universitario Valladolid, España.

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica del Complejo Asistencial de Zamora, España.

\*Correspondencia – C-e: rictortosa@gmail.com

**Palabras clave:** campos pequeños, perfiles, Pin-Point, detector de diamante.

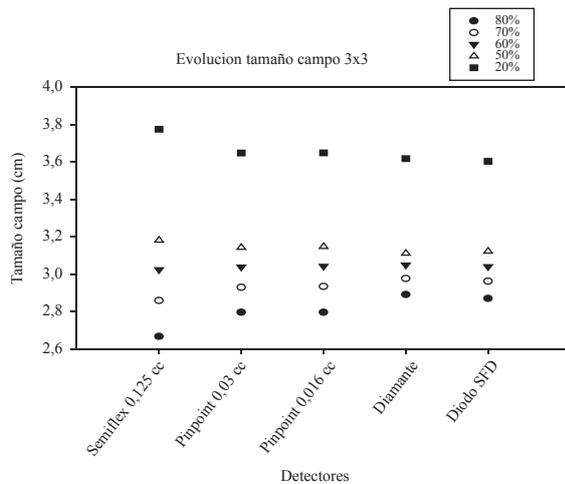
### Introducción

La importancia de los campos pequeños en radioterapia, ha sufrido un nuevo impulso con la introducción en los últimos años de técnicas más sofisticadas como IMRT, Cyber-knife, Tomoterapia, etc. La falta de condiciones de equilibrio electrónico y el propio tamaño del haz de radiación, comparable al volumen de los detectores, suponen un reto para el análisis dosimétrico. Este estudio analiza el comportamiento de diferentes detectores (diamante, diodo y cámaras de ionización de diferentes volúmenes) en campos cuadrados pequeños.

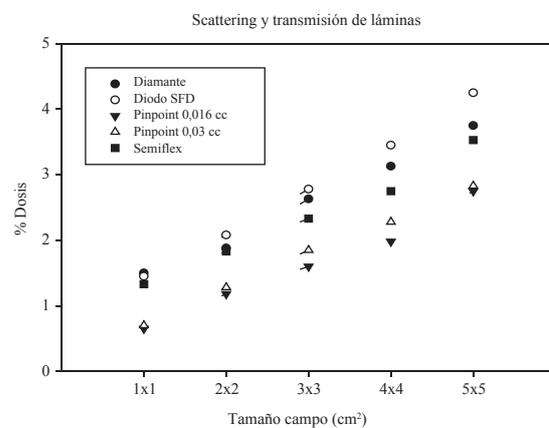
### Material y métodos

El estudio se realizó con tres cámaras de ionización (Pin-Point: PTW-31016-0.016 cm<sup>3</sup>, PTW-31015-0.030 cm<sup>3</sup>; Semiflex: PTW-31012, 0.125 cm<sup>3</sup>), un detector de diamante (PTW-60003, 1-6 mm<sup>3</sup>) y un diodo (Scanditronix p-type SFD, 0.6 mm). Para la adquisición de los perfiles se empleó el sistema tridimensional de PTW (MP3 water tank, electrómetro dual tandem) con software Mephysto mc<sup>2</sup> (v1.5). La distancia fuente-detector fue de 100 cm a 10 cm de profundidad en el maniquí. Los detectores fueron irradiados utilizando un acelerador Varian 2100iX (MLC80) con fotones de 6 MV. Los campos, cuadrados desde 5 a 1 cm, se generaron mediante el colimador multiláminas con las mandíbulas retiradas (20x20 cm<sup>2</sup>), permitiendo así una mayor transmisión de las láminas. Los perfiles fueron medidos en la parte central de la lámina.

### Resultados y discusión



Gráfica 1



Gráfica 2

Las medidas del tamaño de campo se realizaron en diferentes puntos de la altura del perfil (80%, 70%, 60%, 50% y 20%). Se observa una influencia en la altura a la que se mide el tamaño de campo para todas las cámaras y en todos los perfiles medidos. La influencia es más acentuada en la cámara Semiflex debido a su mayor volumen. (Gráfica 1).

En la Gráfica 2, se representa el porcentaje de dosis medido para diferentes tamaños de campo y diferentes detectores en zonas alejadas del eje del haz entre 3 y 4 cm. Los resultados obtenidos muestran que el diamante y el diodo son los detectores que más señal reciben mientras que las cámaras Pin-Point las que menos para todos los tamaños de campos estudiados.

En referencia a la penumbra (80%-20% de la dosis absorbida en el eje), los resultados muestran que las dos cámaras Pin-Point presentan una sobreestimación de 0,4 mm frente a los valores obtenidos por el diodo y el diamante.

### Conclusiones

Exceptuando la cámara Semiflex, las medidas dentro del haz útil para cualquier detector resultan compatibles entre si. No presenta diferencias relevantes salvo en la zona debajo de las láminas debido a la diferencia en la respuesta energética del detector.

## Calibración de semillas de $^{125}\text{I}$ usando el equipo de carga diferida SeedSelectron. Solución práctica para cumplir las recomendaciones de la AAPM

PÉREZ-CALATAYUD, J.<sup>1,2</sup>, RICHART, J.<sup>2,\*</sup>, PÉREZ-GARCÍA, J.<sup>3</sup>, GUIRADO, D.<sup>4</sup>, BALLESTER, F.<sup>5</sup>, RODRÍGUEZ, S.<sup>2</sup>, SANTOS, M.<sup>2</sup>, DEPIAGGIO, M.<sup>2</sup>, CARMONA, V.<sup>1</sup>, LLISO, F.<sup>1</sup>, CAMACHO, C.<sup>1</sup>, PUJADES, M.C.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Sección de Radiofísica en Radioterapia, Servicio de Radioterapia, Hospital La Fe, Valencia.

<sup>2</sup> Sección de Radiofísica en Radioterapia, Servicio de Radioterapia, Hospital Clínica Benidorm, Benidorm (Alicante).

<sup>3</sup> Nucletron Spain.

<sup>4</sup> Sección de Radiofísica en Radioterapia, Servicio de Radioterapia, Hospital San Cecilio, Granada.

<sup>5</sup> Departamento de Física Atómica Molecular y Nuclear, Universidad de Valencia, Valencia.

\* Correspondencia – C-e: joserichart@clinicabenidorm.com

**Palabras clave:** SeedSelectron; próstata; semillas; factor  $S_k$ ; inserto.

### Introducción

SeedSelectron es un sistema de carga diferida utilizado en los implantes permanentes con semillas de I-125 en braquiterapia intersticial de próstata. El sistema se compone de una matriz de diodos para monitorizar todas las semillas que van a ser implantadas. Debido a que las semillas se encuentran en cartuchos pre-esterilizados, apenas 1-2 semillas pueden ser medidas, tanto para comprobar el factor  $S_k$  proporcionado por el fabricante, como para calibrar el conjunto de diodos. Esto se hace durante el procedimiento intraoperatorio, una vez que se ha completado la planificación interactiva, asumiendo el valor  $S_k$  del fabricante. Se encuentran dos aspectos críticos a la hora de poder cumplir las recomendaciones de la AAPM: una gran dificultad práctica para comprobar la cantidad de semillas requerida, y la gran incertidumbre del conjunto de diodos de medida.

El propósito de este trabajo es presentar una solución práctica que se ha adoptado con el fin de cumplir las recomendaciones de la AAPM.

### Material y métodos

Se llegó a un acuerdo con Nucletron para que todos los usuarios que lo demandasen obtuviesen un recipiente por separado con 10 semillas del mismo lote. Dichas semillas son medidas con anterioridad al implante. Los factores  $S_k$  de estas semillas son evaluados utilizando una cámara de ionización (SourceCheck PTW Alemania) calibrada por PTB (Alemania) para el modelo de semilla SelectSeed I-125. Para optimizar el proceso de medida, en este trabajo, se ha desarrollado un inserto que se coloca en contacto con la pared de la cámara. Esto posibilita la medición del  $S_k$  del conjunto completo de 10 semillas.

Se obtuvo un factor correspondiente, para ser usado como factor de calibración del conjunto de la cámara y el inserto desarrollado, a partir del factor de calibración de la cámara usando una fuente estándar del NIST. Se evaluó el perfil de respuesta de la cámara a lo largo de 10 cm.

Se presentan los resultados obtenidos en 10 implantes: comparación con el  $S_k$  del fabricante, tanto del promedio de 10 semillas no estériles, como de la semilla aislada extraída durante el proceso intraoperatorio.

### Resultados y discusión

El correspondiente factor  $S_k$  obtenido ha sido  $0,04 \pm 1,88$ . El perfil de respuesta de la cámara resultó dentro del  $\pm 1,5\%$ . Para los 10 implantes analizados, el promedio, la desviación estándar y el rango de variación de las diferencias encontradas con el factor dado por el fabricante para el conjunto de 10 semillas son del 1,81%; 0,02% y -4,6% a 3%, respectivamente. En el caso de semillas aisladas se obtuvo un -2,9%; 0,03%; -7,8% a 2%, respectivamente.

### Conclusiones

Este procedimiento permite la evaluación del  $S_k$  de las semillas antes del procedimiento intraoperatorio, evitando las limitaciones de los diodos y las desviaciones debidas a la dispersión y/o incertidumbre que supone medir una sola semilla. El inserto desarrollado permite evaluar de manera eficiente  $S_k$ . Este procedimiento ha sido adoptado por Nucletron para ponerlo a disposición de todos los usuarios de SeedSelectron.



## Medida diaria de la constancia en rotación en la valoración de los parámetros geométricos y dosimétricos de la tomoterapia

ERZILBENGOA, M.\*, MORAL, S., BRAGADO, L., GUIASOLA, M.A.

Instituto Oncológico, San Sebastián.

\* Correspondencia – C-e: melanieerzilbengoa@yahoo.fr

**Palabras clave:** constancia en rotación, equipo de Tomoterapia, chequeos diarios.

### Introducción

La realización del test diario denominado “Constancia en Rotación” basado en la metodología desarrollada por Balog “Helical tomotherapy dynamic quality assurance” (2006), nos ha permitido a lo largo de estos 2 años valorar la respuesta de la máquina de tomoterapia a los parámetros de dosis impartida, velocidad de desplazamiento de mesa, offset de la misma, posición de los láseres verdes, tamaño de campo, tiempo de rotación e índice de energía del haz, parámetros que pueden medirse sin modulación de intensidad.

### Material y métodos

Utilizamos un maniquí circular de agua sólida suministrado por Tomotherapy (denominado “cheese phantom”) centrado en la mesa de tratamiento a 700 mm del isocentro de la máquina. Se insertan 2 cámaras (extradin As1 0.056 cc 4 mm de longitud de colección) en el maniquí (una a 0.5 cm del centro del mismo y la segunda a 14 cm de dicho centro). En la estación del operador se ha creado un fichero .xml con los siguientes parámetros:

- Tiempo de tratamiento 100 segundos
- Velocidad del Gantry 20 segundos
- Tamaño de campo 5 cm
- Velocidad mesa 1 mm/ segundos
- Distancia recogida 10 cm
- Setup 650 mm

Mediante el programa “Tomotherapy Electrometer Mesurement System” TEMS se recogen 2 perfiles en modo topográfico que se comparan con los que se obtuvieron el día de referencia. Se han desarrollado un programa Excel y una rutina en Visual Basic para análisis de los datos.

### Resultados y discusión

Mediante el análisis de los datos adquiridos a lo largo de estos 2 años, podemos concluir que nuestros valores de máquina son:

- El “output rotacional” (Dosis integrada por la cámara 1: Ref= 446 cGy) sigue la misma tendencia que el “output estático” medido con un tamaño de campo de 5 x 40 cm, gantry a 0 y disparo de 60 segundos. Como ejemplo, si medimos una variación del output estático de -0.5%, medimos una variación del output rotacional de -0.5%.
- En nuestra máquina, la velocidad de la mesa y la del gantry son parámetros muy estables (< 1%). Ejemplo de media de datos obtenidos el mes de enero 2011: - 0.4% (velocidad de la mesa) y + 0.5%(velocidad del gantry). La influencia en la medida de la dosis integral (output rotacional) es muy baja.
- También el tamaño de campo es una componente muy estable (< 0.5% de variación)
- El “índice de energía”, cociente de dosis entre el Pico1 y el subpico1 (señal de la cámara2) es siempre 2 veces mayor que el D10/D1.5 medido en estático. Si medimos un índice de energía de -1% en estático, dicho índice en rotacional alcanza el valor de -2%, lo que hace al test 2 veces más sensible a una variación de energía.
- El posicionamiento del maniquí y los láseres verdes (que indican la posición del isocentro virtual) resultan críticos ya que influyen en los resultados de dicho output rotacional (aspecto general del gráfico que puede conducir a confusión en los resultados que se obtengan).

### Conclusiones

Con un solo procedimiento de medida, el test nos permite valorar el estado de la máquina en modo rotacional que se aproxima al modo de tratamiento para la máquina salvo la componente de la modulación de intensidad. Los resultados muestran que nuestra máquina es muy estable mecánicamente y que las variaciones que se observan y se reajustan son de origen dosimétrico.

Actualmente, trabajamos en la introducción de un factor nuevo en la prueba que tiene en cuenta la modulación de intensidad.

## Medida de atenuación de la mesa en un Siemens ONCOR. Implicaciones en dosimetría clínica

UREÑA LLINARES, A. \*, RICARTE REINA, J.M., ANGULO PAIN, E., RAMOS CABALLERO, L.J., IBORRA OQUENDO, M.A.

U.G.C. Radiofísica Hospitalaria. Hospital Puerta del Mar, Cádiz.

\* Correspondencia – C-e: aull@eresmas.com

**Palabras clave:** dosimetría física, atenuación, mesa, Oncor, dosimetría clínica.

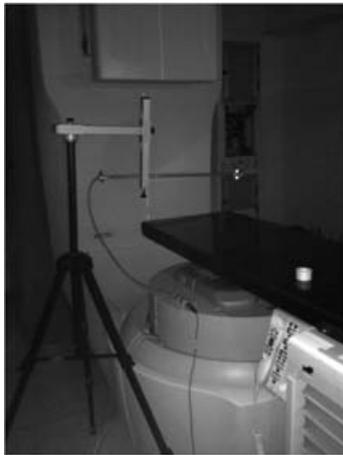
### Introducción

Antes de la puesta en marcha de un sistema de planificación y comprobar su bondad en el cálculo de dosis en pacientes, se hace necesario comprobar aquellos factores que pueden influir en la determinación del cálculo de dosis y que no considere el sistema de planificación (en nuestro caso, PCRT y Pinnacle). Este es el caso de la mesa del ALE Siemens Oncor, la cual presenta una cierta atenuación que no puede ignorarse. Presentamos a continuación, el método llevado a cabo para determinar la atenuación así como las posibles soluciones que barajamos para corregir la discrepancia de la dosis calculada por el planificador y la obtenida experimentalmente.

Material y métodos: Cámara PTW Semiflex 31010-790, caperuza de metacrilato para equilibrio electrónico, Trípode, tubo de colocación de cámara de referencia para cuba PTW MP3, sonda termométrica PTW GTH 175/PT-E y Barómetro analógico G. LUFFT MESS nº serie 98927.

### Resultados y discusión

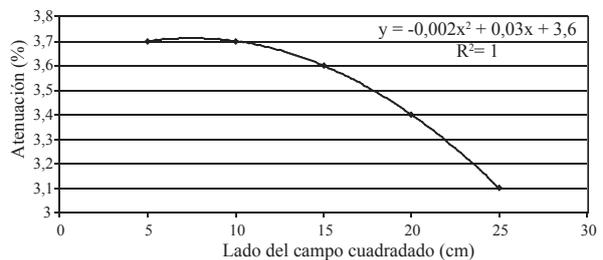
Las medidas se realizaron siguiendo el esquema de la figura



Con el brazo a 180° y manteniendo constante la distancia fuente cámara se interpone la mesa en el haz y se realiza la lectura de la carga recogida por la cámara en ambas condiciones. Se realizan las correcciones de presión y temperatura. Los resultados se muestran en la siguiente tabla:

Tamaño de campo (cm <sup>2</sup> )	Atenuación (%)
5x5	3,7
10x10	3,7
15x15	3,6
20x20	3,4
25x25	3,1

Atenuación de la mesa vs lado del campo cuadrado



### Conclusiones

Los valores obtenidos hacen que el problema no sea tan trivial como puede suponerse en un principio. Se hace necesario tener en cuenta la atenuación de la mesa en aquellas técnicas que requieran una gran precisión de la dosis o en aquellos tratamientos en los que pueda considerarse una buena aproximación aumentar la dosis del haz el % de atenuación de acuerdo con el cuadrado equivalente del campo. El principal problema radica en campos en los que una parte de él atraviesa la mesa y otra no o la incidencia en la mesa sea demasiado oblicua para que el grosor de la mesa atravesado por el haz sea muy diferente dependiendo de la zona del mismo. En este caso, ante la complejidad de la solución se hace necesario el bloqueo de determinadas incidencias que dependerán del ángulo de brazo, altura del isocentro, tamaño de campo y giro de colimador.

## Utilización del report de la AAPM Task Group 119 como validación de la implantación de la IMRT

RODRÍGUEZ LATORRE, D.\* , CARRASCO DE FEZ, P., JORNET SALA, N., LATORRE MUSOLL, A., GOMÀ ESTADELLA, C., VILAR PALOP, J., EUDALDO PUELL, T., RUIZ MARTÍNEZ, A., RIBAS MORALES, M.

Hospital de la Santa Creu i Sant Pau, Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: drodriguezl@santpau.cat

**Palabras clave:** dosimetría clínica, implementación IMRT, verificación IMRT.

### Introducción

Nuestro centro ha implementado recientemente la técnica de IMRT y, como validación de la implementación de esta técnica, hemos utilizado el trabajo del TG 119 de la AAPM. Dicho trabajo proporciona los resultados de los centros participantes en el estudio tanto de la planificación dosimétrica como de la verificación pre-tratamiento de 5 casos de IMRT de diferente complejidad representativos de la práctica clínica. En dicho estudio se establecen unos límites de confianza (CL) basados en la variabilidad inter-centro de varios parámetros dosimétricos. En el presente trabajo se comparan los resultados de nuestro centro con los datos ofrecidos por los distintos centros que han participado en el TG 119.

### Material y métodos

El TG 119 propone 5 casos representativos de situaciones clínicas: **Test I1: Multitarget**; **Test I2: Mock prostate**; **Test I3: Mock head&neck**; **Tests I4: Cshape**; **Test I5: Cshape** más restrictivo, con ciertos objetivos dosimétricos a cumplir. En nuestro centro se realizó el estudio para tres aceleradores Varian Clinac 2100C/D.

Planificación: se realiza mediante el sistema de planificación Eclipse v8.9 (Varian Medical Systems), con optimización inversa, segmentación (*sliding window*) y calculo final de la distribución de dosis con algoritmo AAA .

Verificación dosimétrica 1D: se realiza mediante un plan transferido a un maniquí de láminas de Plastic Water® (CIRS) de 30 cm x 30 cm x 30 cm. Se hacen medidas de dosis en puntos (volumen blanco y estructura a preservar) mediante una cámara de ionización PTW 31002 de 0.125 cm<sup>3</sup>. Las diferencias se cuantifican dividiendo la diferencia entre la dosis medida y la planificada entre la dosis prescrita. Para evitar la influencia de las fluctuaciones del acelerador se normalizan los resultados a la lectura obtenida en el isocentro irradiando dos campos isocéntricos opuestos de 10 cm x 10 cm.

Verificación dosimétrica 2D: Las distribuciones de dosis 2D se miden con matriz de diodos (MapCHECK2 + MapPHAN, Sun Nuclear Corporation), a una profundidad de 10 g/cm<sup>2</sup>, y se analizan usando un criterio gamma (3%, 3 mm), normalizando a la dosis máxima de la distribución de dosis planificada a dicha profundidad. Dicho análisis se restringe a zonas que reciben dosis por encima de un umbral (10% del máximo).

### Resultados y discusión

Por razones de espacio sólo presentamos los resultados obtenidos para uno de los aceleradores.

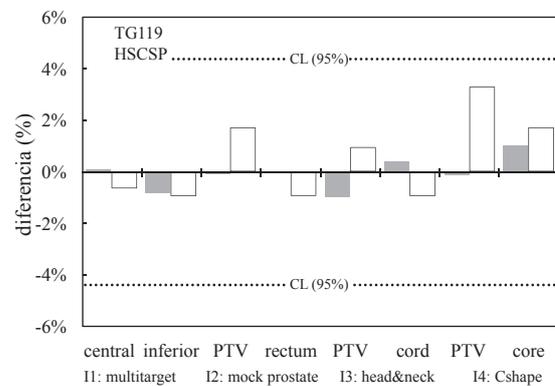
Planificación: en las dosis calculadas en Eclipse se cumplen 22 de los 24 (91.7%) objetivos dosimétricos marcados. Para los test I1, I2, I3 e I4 se cumplen todos los objetivos. En el I5, a pesar de que no se cumplen dos de los objetivos, nuestro centro está dentro del margen de 2σ de la variabilidad inter-centro obtenida en el TG 119.

Verificación dosimétrica 1D: En la figura se representan las diferencias expresadas en tanto por ciento. La mayor diferencia (+3.3%) se obtiene para el PTV del caso I4. Para todos los demás puntos de medida, la diferencia es inferior al 2%. El 100% de los puntos está dentro del CL calculado en el TG 119 (líneas punteadas).

Verificación dosimétrica 2D: En la tabla se muestra que en todos los casos el número de puntos que cumplen el criterio gamma está por encima del 95% (primera columna). Haciendo la comparación campo a campo obtenemos diferencias más grandes, si bien los campos con peores resultados son los que tienen poca contribución de dosis, por lo que no es significativo. Haciendo la media aritmética del porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma de cada campo (segunda columna) obtenemos valores cercanos al 100%.

### Conclusiones

El TG 119 es una herramienta útil para comprobar la correcta implementación de la técnica IMRT. Permite valorar las herramientas de optimización del planificador, la habilidad del personal para realizar planificaciones IMRT, la correcta configuración del planificador, así como la correcta calibración y puesta a punto de los instrumentos de medida mediante la comparación con los resultados de los centros del estudio. Basándonos en el concepto de CL podemos decir que los resultados obtenidos en nuestro centro son compatibles con los del TG 119, lo que da confianza en la correcta implementación de la IMRT.



**Figura 1.** Resultados de dosis 1D con cámara de ionización.

**Tabla 1.** Resultados del análisis gamma para distribuciones de dosis 2D

Plan	$\gamma < 1$ integrado	$\langle \gamma \rangle < 1$ campo a campo
I1: multitarget	100.0%	98.8%
I2: mock prost	99.0%	99.8%
I3: head&neck	98.9%	99.7%
I4: Cshape	98.8%	98.0%

## **Análisis de la última versión de películas radiocrómicas EBT2 para su uso en dosimetría**

LLISO F.<sup>1</sup>, PUJADES M.C.<sup>1,\*</sup>, CAMACHO C.<sup>1</sup>, CARMONA V.<sup>1</sup>, RICHART J.<sup>2</sup>, PEREZ-CALATAYUD J.<sup>1,2</sup>, BALLESTER F.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Sección de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Hospital La Fe, Valencia.

<sup>2</sup> Sección de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Hospital Clínica Benidorm, Benidorm (Alicante).

<sup>3</sup> Departamento de Física Atómica Molecular y Nuclear. Universidad de Valencia, Valencia.

\*Correspondencia – C-e: mpuclau@gmail.com

**Palabras clave:** películas radiocrómicas, EBT2, dosimetría.

### **Introducción**

Desde su introducción en 2004, y debido a sus características, las películas EBT han sido de gran interés en dosimetría 2D. En 2009, los fabricantes de este modelo suspendieron su comercialización, sustituyéndolas por las películas EBT2, con el fin de mejorar la precisión dosimétrica de la película. Después de haber trabajado con las películas EBT, en Abril de 2010 recibimos por primera vez las EBT2, encontrando ya en los estudios preliminares que las películas de este nuevo lote eran muy heterogéneas y lo mismo ocurrió con el siguiente lote que el fabricante suministró en sustitución del primero. Tras los recientes cambios incorporados por el fabricante para mejorar la homogeneidad de la película (septiembre de 2010), en diciembre de 2010 hemos recibido un nuevo lote perteneciente ya a la última etapa de fabricación en la que se debieran haber subsanado los problemas referidos. Las propiedades de las películas EBT han sido ampliamente estudiadas en la literatura, e incluso existen ya estudios extensos de las películas EBT2. Sin embargo, entre dichas publicaciones existen discrepancias en la definición de algunos de los parámetros clave que influyen en la incertidumbre en la determinación de la dosis absorbida: el tamaño de la ROI utilizada para caracterizar la película, la curva característica y el método de extracción de fondo. A su vez, no hay un protocolo único para la evaluación de la incertidumbre final, tanto para su uso en valor absoluto como relativo, ni están establecidos los requisitos a exigir a las películas EBT2 para ser utilizadas en medidas con altos gradientes de dosis absorbida. El propósito de este trabajo ha sido caracterizar un lote reciente de películas EBT2, para posteriormente utilizarlo en medidas de IMRT y estudios dosimétricos especiales en braquiterapia.

### **Material y métodos**

Se han utilizado películas EBT2 de lotes F03181001-A, A041510-01AA y A09171002. En nuestro protocolo, las películas son calibradas en una unidad de Co-60 (Theratron Phoenix), con 19 puntos de dosis absorbida (desde 0 a 800 cGy), y ajustando la curva característica a un polinomio de 4º grado. Las películas se digitalizaron con un escáner EPSON Expression 10000XL, antes y 24 horas después de la irradiación, para realizar el registro y la substracción del fondo. Cada película se colocó en el centro de la superficie del escáner, se digitalizaron en modo de transmisión (resolución de 100 ppp, 48 bits de color RGB, formato de imagen TIFF) y se analizaron con la aplicación DoseLab (Childress 2009), empleando el canal rojo. Usando la información de valor de píxel (VP), se han estudiado algunos de los parámetros de las películas EBT2, que habiendo sido ya analizados por otros autores (Richley et al. 2010), podrían haberse visto influenciados por los últimos cambios: - Uniformidad entre películas

- Homogeneidad de la película (0, 2 Gy) según Richley et al. 2010.
- Variación de VP con los sucesivos escaneos (80 escaneos a diferentes niveles de dosis: 0, 1, 2, 3, 5, 8 Gy).
- Uniformidad con la posición de la película en el escáner (intervalos de 2,5 cm, hasta 10 cm tanto a la izquierda como a la derecha de la posición central en el escáner, y diferentes niveles de dosis: 0,2, 1, 3, 8 Gy).
- Para este análisis se han utilizado regiones de interés de 3 cm x 3 cm.

### **Resultados y discusión**

Se presentan los resultados preliminares de la caracterización de las últimas películas EBT2 comercializadas (lote N° A09171002). Este lote muestra una mejor uniformidad que los anteriores ya en la observación directa, siendo las diferencias medias en el VP entre diferentes películas de mismo lote del 1%. En el análisis se obtienen unas diferencias máximas del 0,5% entre las distintas regiones de la película y la región central, para la película sin irradiar, y menores del 2% para la película de 2 Gy. A su vez, se observa un ligero descenso del VP con las sucesivas digitalizaciones (máximo del 0,5%). La influencia de la posición en el escáner aumenta con el nivel de dosis absorbida (para 3 Gy las diferencias encontradas a 7,5 cm respecto de la posición central son menores del 2%, alcanzándose el 5% para 8 Gy, a 10 cm del centro), siendo todos estos valores compatibles con los encontrados en otras publicaciones.

En nuestra opinión el fabricante debería continuar trabajando en uno de los principales problemas de la película, como es la mejora de su homogeneidad.

### **Conclusiones**

Aunque hemos encontrado que el último lote de EBT2 muestra mejor uniformidad que los iniciales, las heterogeneidades halladas todavía podrían afectar significativamente a su uso como dosímetro en zonas de alto gradiente de dosis absorbida.

## Medida y análisis de heterogeneidades para control de calidad de planificadores

ANGULO PAÍN, E.\* , RAMOS CABALLERO, L.J., LUPIANI CASTELLANOS, J., UREÑA LLINARES, A., SERRANO NAVARRO, C., LARDIES FLETA, D., MILLÁN ARMENGOL, A., IBORRA OQUENDO, M.A.

Hospital Universitario Puerta del Mar, Cádiz.

\* Correspondencia – C-e: esther.angulo.sspa@juntadeandalucia.es

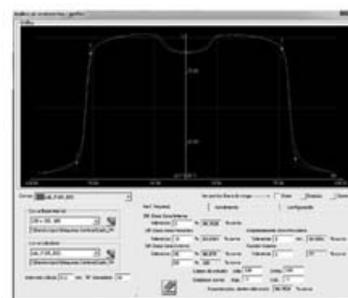
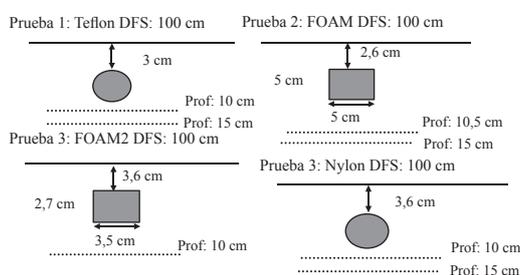
**Palabras clave:** radioterapia, control de calidad, sistema de planificación, heterogeneidades, algoritmos de cálculo.

### Introducción

El hecho de que el cuerpo humano presente tejidos con diferentes densidades electrónicas (pulmones, grasa, hueso) hace que durante la puesta en marcha de un nuevo planificador, o al modelar un nuevo acelerador en éste, debamos comprobar la precisión de cálculo ante la presencia de heterogeneidades en el recorrido de los haces. El efecto de las heterogeneidades es importante tanto para cálculos de dosis absoluta como para todo el campo de radiación. La pérdida o incremento de radiación dispersa en el medio, no simulada correctamente en el planificador, puede conducir, en situaciones normales en la práctica clínica, a Infra- o sobre- dosificaciones significantes. Por ello, tal y como recoge el Protocolo nacional de control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones de la SEFM en su prueba DOH6, hemos de verificar la precisión del cálculo en varias condiciones de heterogeneidad.

### Material y métodos

Para la realización de las medidas experimentales, durante la adquisición de datos necesarios para el control de calidad del planificador PCRT v.5.08. del modelado de un acelerador Siemens Oncor para fotones de 6 MV, utilizamos un sistema analizador de haces PTW y cámaras de ionización TM 31010 (PTW). Las medidas se realizaron con campos cuadrados de 15 cm x 15 cm, a distancia fuente-superficie 100 cm y se colocaron bajo el eje diferentes insertos de heterogeneidades (proporcionados por Técnicas Radiofísicas) a distintas profundidades según se muestra en la imagen. El análisis de las curvas se realizó con el software Mephisto mc<sup>2</sup> (PTW) (en la imagen vemos un ejemplo del caso del teflón).



Por otra parte, se simularon maniqués para todas las situaciones en el planificador PCRT3D de Técnicas Radiofísicas y se utilizaron los algoritmos de cálculo preciso (tipo Clarkson) y convolución superposición para el cálculo de perfiles. La comparación entre los resultados experimentales y calculados se realizó mediante el software Densirad v.3 (Técnicas Radiofísicas).

### Resultados y discusión

Las tolerancias establecidas en el protocolo para la diferencias entre ambas curvas son:

- Zona interna: 95% de los puntos fuera de la sombra de la heterogeneidad discrepancia <3%
- Zona de penumbra : 95% de los puntos discrepancia <15% ó 3 mm
- Zona exterior: 95% de los puntos discrepancia <40% local

El porcentaje de puntos que cumplen con dichos márgenes de discrepancia en cada una de las situaciones se recogen en la Tabla 1:

En el caso del nylon, se observa que tanto en las zonas de penumbra como la zona externa, los valores están sobrevaloradas en comparación con el resto de los resultados obtenidos para el caso foam y teflón, lo que nos sugiere algún error en esa medida.

Tabla 1

	Profundidad (mm)	Cálculo	Zona Interna	Zona Penumbra	Zona Exterior
FOAM 1	105	PRECISO	66.24	100	100
		SUPERPOSICIÓN	94.65	100	93.99
	150	PRECISO	66.69	100	100
		SUPERPOSICIÓN	94.55	100	99.16
FOAM 2	100	PRECISO	97.13	100	100
		SUPERPOSICIÓN	98.42	100	94.81
TEFLÓN	100	PRECISO	75.43	100	100
		SUPERPOSICIÓN	99.35	91	96.88
	150	PRECISO	76.78	100	100
		SUPERPOSICIÓN	99.07	97	100
NYLON	100	PRECISO	98.71	100	100
		SUPERPOSICIÓN	100	77	50.78
	150	PRECISO	100	100	100
		SUPERPOSICIÓN	100	73	100

### Conclusiones

Como se puede observar, los cálculos realizados mediante el algoritmo de superposición convolución nos muestran mayor concordancia con los datos experimentales. Para dicho algoritmo se cumplen, en general las tolerancias establecidas en el protocolo en todas las zonas.

La complejidad práctica, desde el punto de vista experimental, se ha superado gracias al dispositivo de inmersión, pero convendría comparar los resultados con otros métodos de medida (dosimetría de película) para confirmar los valores sobre todo para nylon.

## Programa de análisis y presentación de resultados de los perfiles y porcentajes de dosis en profundidad adquiridos con el software MEPHYSTO MC2 de PTW

TATO DE LAS CUEVAS, F.\*

Hospital Universitario de Canarias, La Laguna.

\* Correspondencia – C-e: fernandotat@gmail.com

**Palabras clave:** perfiles, PDD, dosimetría relativa, análisis curvas.

### Introducción

En los controles de calidad periódicos de los aceleradores lineales se incluye generalmente la adquisición y análisis de perfiles y PDDs (Porcentajes de dosis en Profundidad). En el protocolo de “Control de calidad en aceleradores de electrones para su uso clínico” de la SEFM se propone analizar 4 perfiles para cada una de las energías empleadas clínicamente. Esto implica un gran número de curvas a analizar y la posterior introducción de los parámetros en una hoja de cálculo o similar para su valoración respecto al estado de referencia. Se ha desarrollado un programa que analiza las curvas adquiridas por el software Mephysto mcc de PTW y presenta los resultados de dicho análisis en una hoja de cálculo.

### Material y métodos

El programa está desarrollado en VBA de Microsoft Office 2003 e implementado en un libro de cálculo EXCEL. El software lee el archivo con extensión “.mcc” seleccionado, que ha sido generado por las aplicaciones “tbaScan” o “imrtScan” del software Mephysto mcc 1.4 de PTW. Si la curva es un perfil en abierto realiza las siguientes operaciones:

- Compara la profundidad del perfil adquirido con las profundidades a las que se debe medir el perfil del máximo y el de referencia o d90, según sean fotones o electrones, respectivamente.
- Normaliza los valores de la carga de la cámara a 100 para el punto situado en la posición cero del perfil.
- Realiza el cálculo del tamaño de campo.
- Calcula la distancia desde el eje, que va a delimitar la zona en la que se analizan la homogeneidad y simetría.
- Realiza el cálculo del CAX (desviación del centro del campo de radiación respecto al cero de la cámara) y centra el perfil por el valor del CAX.
- Normaliza de nuevo el perfil a 100 en el punto central, debido al desplazamiento del mismo por el CAX.
- Realiza el cálculo de las Penumbra e Índice de uniformidad.
- Realiza el número de suavizados, que se indican previamente, aplicando un filtro de mediana de orden 3.
- Realiza el cálculo de la Homogeneidad y Simetría.

Si es un PDD:

- Normaliza los valores de la carga de la cámara a un valor de 100 para la profundidad del máximo.
- Calcula la profundidad del máximo, el TPR para fotones y el R50 para electrones.

Si es un Perfil con cuña:

- Normaliza los valores de la carga de la cámara a un valor de 100 para el punto que está situado en la posición cero del perfil.
- Calcula los valores de% de ionización a una distancia del centro del campo igual al Tamaño de campo/4 a ambos lados del eje central.

Inserta los valores de los parámetros y comentarios en la ubicación de la hoja de cálculo que corresponda según la energía, tamaño de campo, dirección y profundidad de perfil, etc. Los parámetros se calculan siguiendo el protocolo de la SEFM. El programa no altera el archivo “.mcc” que lee.

### Resultados y discusión

Se ha realizado una comparativa de los parámetros de las curvas obtenidos con este programa y los obtenidos con el “DataAnalyze” de PTW. Los parámetros en los que se han encontrado diferencias significativas han sido la Homogeneidad y Simetría. La zona de homogeneidad para fotones que se ha empleado ha sido la de la norma UNE 60976-99, y para electrones, la recomendada por el protocolo de la SEFM. Se han encontrado las siguientes diferencias máximas y promedio de los dos parámetros:

	Homogeneidad		Simetría	
	Diferencia máx. (%)	Diferencia prom. (%)	Diferencia máx. (%)	Diferencia prom. (%)
Fotones (campo de 30x30)	-0.4	-0.2	-0.4	-0.2
Electrones (aplicador de 25x25)	-0.4	-0.3	0.2	-0.1

Uno de los motivos de las discrepancias entre ambos programas puede ser el muestreo empleado en el algoritmo de evaluación de los parámetros. El programa desarrollado emplea un paso de 2 mm y el valor de porcentaje de ionización para cada punto es obtenido mediante interpolación.

### Conclusiones

Una de las ventajas del programa, frente al comercial, es el poder emplear cuantos suavizados se deseen en los perfiles sin alterar los valores de la Penumbra e Índice de Uniformidad, ya que el cálculo de los mismos se realiza previo al suavizado. El cálculo e inserción de los resultados es prácticamente inmediato y al insertarse en una ubicación en una hoja preestablecida reduce considerablemente el tiempo de análisis y hace más cómodo y rápido el control de calidad mensual.

## Estudio de la variabilidad de las cuñas virtuales en un A.L.E. Primus, medidas semanalmente, durante dos años

SÁNCHEZ SEGOVIA, J.\*, RUIZ VÁZQUEZ, M., CARRERA MAGARIÑO, F.

Servicio de Radiofísica Hospitalaria H. Juan Ramón Jiménez. Huelva.

\* Correspondencia – C-e: jose.sanchez.sspa@juntadeandalucia.es

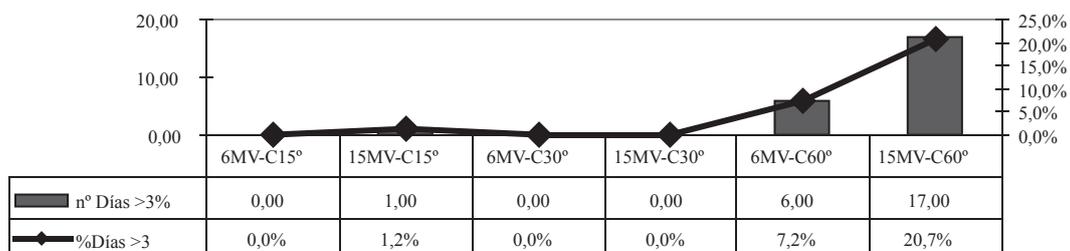
**Palabras clave:** cuñas virtuales, control semanal aceleradores.

### Introducción

Tratamos de analizar la estabilidad de las cuñas virtuales en el control diario de un acelerador lineal de electrones (ALE), midiendo semanalmente cada ángulo de cuña y para las dos energías de fotones disponibles en la máquina.

Material y métodos: Los controles dosimétricos diarios del ALE modelo Primus (Siemens, Erlangen Federal Republic of Germany) se realizan con un medidor de diodos modelo Profiler 1170 marca SUN Nuclear (Melburne, USA). Este equipo permite el uso de cuñas virtuales. Además de los controles diarios contemplados en el RD 1566/1998 de Garantía de Calidad en Radioterapia, medimos cada día de la semana un ángulo de cuña virtual de 15, 30 y 60 grados. Como resultado de estas medidas, hemos analizado la variabilidad de las cuñas en función de la energía y del grado del ángulo. Según la nomenclatura del equipo, las cuñas virtuales se definen como 1VW15, 1VW30 y 1VW60 para ángulos de 15°, 30° y 60° respectivamente.

Se ha contado el número de días de cada uno de los controles que superaban el 3% del valor establecido como tolerancia, el promedio, la moda, la mediana y la desviación estándar. Se hicieron gráficos de los valores de desviación del ángulo de cuña con respecto al de calibración, por ángulo de cuña y energía de los fotones.



### Resultados y discusión

Tras la lectura de los gráficos y de los resultados, resultaron significativos los valores de la desviación estándar y el porcentaje de valores fuera de tolerancia durante los dos años.

La variabilidad de las cuñas virtuales de 60° fue alta y en un 21% de los casos, fuera de tolerancia, lo que impidió tratar a pacientes con ángulos de cuñas elevados, por incertidumbre de que la cuña fuese correcta. Sin embargo para ángulos iguales o menores de 30° el comportamiento fue muy correcto. Esto nos hace pensar en que el ajuste de las cuñas puede ser incompleto y que utilizar ángulos elevados con cuñas virtuales, en este equipo, puede provocar una variabilidad de la distribución de dosis con respecto a lo planificado.

Creemos que falta una medida de comprobación semanal entre 30 y 60°, por ello hemos implementado la medida de 45° en el control semanal.

### Conclusiones

El uso de cuñas virtuales de ángulos elevados (alrededor de 60°) favorece en un elevado porcentaje (20,7 en nuestro caso) las interrupciones en enfermos planificados con un ángulo de cuña virtual elevado. Puede introducir una variabilidad en los tratamientos en ALE no deseada.



# Área 03

## Tratamiento de imágenes y sistemas de información

Control de calidad de imagen

Imagen digital. PACS, RISS

Segmentación, fusión, reconstrucción, etc

Análisis estadístico y paramétrico de imágenes

Imágenes para radioterapia

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





Método para el recontorneo automático del recto en radioterapia adaptativa en cáncer de próstata. . . . .	175
Rodríguez Vila, B., García Vicente, F., Gómez Aguilera, E.J.	
Uso de semillas de oro en el tratamiento IMRT del cáncer de próstata. Aplicación del protocolo NAL para la corrección del movimiento de la próstata . . . . .	176
García-Vicente, F., Fernández, V., Gómez, A., Zapatero, A., Fernández, I., Mora, M.J., Martín de Vidales, C., Brime, Olivier, R.C., Pérez, L., Torres, J.J.	
Un criterio de llenado mínimo del globo del aplicador Mammosite . . . . .	177
Díaz Fuentes, R., Murillo González, M., Cabello Murillo, E., Ferrando Sánchez, A., Adaimi Hernández, P., Ramirez Ros, J.C., Clemente Gutiérrez, F., De la Casa de Julián, M.A.	
Cambios del volumen y posición en relación con la evacuación de aire tras la inserción de una sonda rectal en la irradiación prostática . . . . .	178
Sabater, S., Jimenez, E., Andres, I., Berenguer, R., Carrizo, M.V., Martos, A., Rivera, M., Sevillano, M., Aguayo, M., Nuñez, A., De la Vara, V., Villas, M.V., Arenas, M.	
Análisis del procedimiento de aceptación y control de calidad de un sistema de simulación virtual . . .	179
González Ruiz, C., Pedrero de Aristizabal, D., Jiménez Rojas, R., García Hernández, M.J., Ruiz Galán, G., Ayala Lázaro R., García Marcos, R.	
Determinación del espesor de radiación en equipos de tomografía computarizada (TC) . . . . .	180
Gago Gómez, P., Ayala Lázaro, R., González Ruiz, C., Hurtado Sánchez, A., Sierra Díaz, F., Gómez Cores, S., Gómez Calvar, R.	
Incertidumbre asociada al registro de imágenes por el método de la descomposición en valores singulares de una matriz. . . . .	181
Del Moral, F., Meilán, Pereira, L.E., López-Medina, A., Teijeiro, A., Salgado, M.	
Estudio de la distribución de probabilidad de la uniformidad integral en el caso no suavizado: un enfoque analítico . . . . .	182
García Pérez De Schofield, J., Díaz Blanco, R., Gutiérrez Mendiguchia, C.	
Elaboracion y análisis de un protocolo de control de calidad en un TC de radioterapia. . . . .	183
Penedo Cobos, J.M., Gomez-Tejedor Alonso, S., Garcia Castejón, M.A., Rincón Pérez, M.	
Método de la imagen conjugada en Gammacamara para determinar la captación en resto tumoral tiroideo en tratamientos con I-131. . . . .	184
Barquero, R., Sainz, A., Tortosa, R., Marí, A.	
Influencia del movimiento respiratorio en la delimitación de volúmenes de tratamiento mediante imágenes TC. . . . .	185
Rodríguez Romero, R., Castro Tejero, P.	
Ajuste del CAE de un sistema de CR: Relación entre la dosis en el receptor de imagen, la dosis estimada a través del indicador de exposición del sistema y la RSR . . . . .	186
Ruiz Manzano, P., Rivas Ballarín, M.A., Jiménez Albericio, F.J., Cortés Rodicio, J., Canellas Anoz, M., Hernández Vitoria, A.	
Procedimiento para la medida estandarizada de la Eficiencia Cuántica de Detección en un mamógrafo digital . . . . .	187
Rodríguez Martín, G., García Castañón, P., Bermúdez Luna, R., Fernández Bedoya, V., España López, M.L., Miquélez Alonso, S.	
Integración del sistema de gestión de tratamientos en radioterapia con el sistema de información hospitalario mediante el estándar HL7 . . . . .	188
Collado Chamorro, P., Sánchez Fuentes, M., Sanz Freire, C.J., Vázquez Galiñanes, A., Díaz Pascual, V., Gómez Amez, J., Tomey Montesinos, A., Ossola Lentati, G.A.	

Sistema automatizado para la revisión de hojas de tratamiento en radioterapia . . . . .	189
Collado Chamorro, P., Sanz Freire, C.J., Vázquez Galiñanes, A., Díaz Pascual, V., Gómez Amez, J., Martínez Sánchez, S., Ossola Lentati, G.A.	
Estudio de la distribución de máximos y mínimos en múltiples imágenes secuenciales de uniformidad . . . . .	190
Llácer Martos, S. Puchal Añé, R.	
Seguimiento automático de la constancia de la cadena de imagen de Equipos Radiográficos mediante herramienta integrada por maniquí y software de evaluación. . . . .	191
Mayo, P., Rodenas, F., Marín, B., Alcaraz, D., Verdú, G.	
Estudio de la viabilidad del uso de Microsoft Kinect® en aplicaciones para radioterapia. . . . .	192
Marqués Fraguera, E., Suero Rodrigo, M.A.	
Evaluación automática de la detectabilidad de bajo contraste en equipos de tomografía computarizada . . . . .	193
Hernández Girón, I., Geleijns, J., Calzado, A., Veldkamp, W.J.H.	
Procedimiento de control para la sustitución del Sistema de Imagen en una Sala de Radiodiagnóstico . . . .	194
Agulla Otero, M., Garrido Blázquez, M., Torres Cabrera, R., Andrés Rodríguez, C., Hernando González, I., Rodríguez Recio, F.J.	
Corrección del efecto de volumen parcial en estudios PET mediante la deconvolución con la PSF del sistema . . . . .	195
Collado Chamorro, P., Hernández Rodríguez, J., Montes Fuentes, C., Vázquez Galiñanes, A., Díaz Pascual, V., Lopo Casqueiro, N., González de la Puente, M., Alonso Casares, J., Sanz Freire, C.J.	
Monitores de visualización de imágenes radiológicas: control de calidad y respuesta del observador . . . .	196
Casares Magaz, O., Catalán Acosta, A., Hernández Armas, O.C., González Martín, A.E., Hernández Armas, J.	
Proyecto de una base de datos relacional para un servicio de radioterapia. . . . .	197
Esposito, R.D., Planes Meseguer, D., Dorado Rodríguez, M.P.	
Tomografía de Haz Conico de Megavoltaje con Micromultilaminas: estudio en maniquí de la aplicabilidad del sistema en radiocirugía . . . . .	198
Martínez Sánchez, J.M., Crispín Contreras, V., Pastor Sanchis, V., De los Dolores Alemani, V., Gimeno Olmos, J., Gonzale Perez, V., Guardino de la Flor, C.	
Seguridad en la inserción de los datos del planificador en el sistema de registro y verificación y en la historia clínica . . . . .	199
Cámara, A., Martínez, D., Melchor, M., Candela, F., Asensio, M., Gil, S., Borredá, V.	
Intercomparación entre cuatro diferentes sistemas de radiología computarizada. . . . .	200
Furquim, T.A.C., Leite, M.A., Fattori, A.F., Capeleti, F.F., Melo, C.S., Almeida, D.F., Nersissian, D.Y.	
Desarrollo e implementación clínica de un software global de uso y análisis de películas radiocrómicas . .	201
Gimeno Olmos, J., Martínez Fernández, J.M., Pastor Sanchis, V., González Pérez, V., Guardino de la Flor, C., de los Dolores Alemany, V., Crispín Contreras, V.	
Comparación entre distintos algoritmos de reconstrucción tomográfica en imágenes de medicina nuclear. . . . .	202
Llácer Martos, S., Herráiz Lablanca, M.D., Puchal Añé, R.	
Comparación de dosis y calidad de imagen en Cardio-TC prospectivo y retrospectivo. Estudio con maniqués . . . . .	203
Calzado, A., Chevalier, M., Fernández, J.M., Guibelalde, E., Rodríguez, R.	
Estimación de la varianza del ruido en imagen digital para control de calidad . . . . .	204
Soto Búa, M., Otero Martínez, C., Vázquez Vázquez, R., Santamarina Vázquez, F., Lobato Busto, R., Luna Vega, V., Mosquera Sueiro, J., Sánchez García, M., Pombar Cameán, M.	
Análisis de los desplazamientos registrados en 104 pacientes de próstata y estimación de los márgenes por posicionamiento para nuestra población de pacientes . . . . .	205
Béjar Navarro, M.J., Gómez Martín, C., Maravilla Limorte, M., Alonso Iracheta, L., Rot Sanjuán, M.J., Colmenares Fernández, R., Capuz Suárez, B., Morís Pablos, R.	

Estudio de la calidad de la imagen tomográfica proporcionada por un sistema de haz cónico de kilovoltaje . . . . .	206
Garayoa Roca, J., Castro Tejero, P.	
Implementación de pruebas de imagen del protocolo nacional de control de calidad en sistemas de planificación . . . . .	207
Caudepón Moreno, F., Martín-Viera Cueto, J.A., Bodineau Gil, C., Benítez Villegas, E.M., Casado Villalón, F.J., Moreno Sáiz, C.	
Evaluación de errores de “set-up” y cálculo de márgenes de configuración en tratamientos de radioterapia CONFORMADA 3-D . . . . .	208
Donis, S., Robayna, B., González, A., Hernández Armas, J.	
Obtención de la curva de conversión de números TC a densidad electrónica a partir de la energía efectiva del TC usando el maniquí de la SEFM. . . . .	209
Martín-Viera Cueto, J.A., García Pareja, S., Benítez Villegas, E.M., Moreno Sáiz, C., Bodineau Gil, C., Caudepón Moreno, F.	
Desarrollo de un frame de inmovilización termoplástica de cabeza y cuello en antenas de resonancia magnética para fusión de imágenes radioterápicas CT-MRI . . . . .	210
Velázquez Miranda, S., Muñoz Carmona, D.M., Ortiz Seidel, M., Cano Durán, P.	
Reducción de <i>pitch</i> para <i>scantime</i> medios en procedimientos de medida de ITV en cancer de pulmón con fusión CT-CT. . . . .	211
Velázquez Miranda, S., Ramírez Gutierrez, Y., Rodríguez Alarcón, C., Herrador Córdoba, M.	
Evaluación de la función de transferencia de modulación para un equipo de tomografía computarizada . . . . .	212
Castro Tejero, P., Garayoa Roca, J.	
Presentación de un nuevo sistema de telediagnóstico en LINAC Siemens . . . . .	213
Pera Cegarra, O. Quera Jordana, J., Fernández Velilla, E.	
Utilización de complementos de Image J para la obtención de MTF, NNPS y DQE en CR y DR. . . . .	214
Soto Prados, P., Rodríguez Martín, G., Martín Albina, M.L., Miquelez Alonso, S., Iriondo Igerabide, U., Mañeru Cámara, F., Bragado Alvarez, L., Forner Forner, A., Otal Palacín, A., Lozares Cordero, S., Pellejero Pellejero, S.	
Uso de la imagen portal como alternativa a las películas en el control de calidad del giro isocéntrico del gantry: validación frente al método clásico . . . . .	215
Candela, F., Cámara, A., Martínez, D., Melchor, M.	
Marco matemático para la optimización del procesado de imagen de tórax. . . . .	216
Ramirez, T., Samei, E., Bower, D.	
Consultas para la gestión de procesos en Radiofísica y Radioterapia . . . . .	217
Martínez, D., Melchor, M., Candela, F., Cámara, A.	
Validación de un método de segmentación automática para delineación de volúmenes en imágenes PET para radioterapia. . . . .	218
Latorre Musoll, A., Eudaldo Puell, T., Ruiz Martínez, A., Fernández León, A., Carrasco de Fez, P., Jornet Sala, N., Ribas Morales, M.	
Aplicación de técnicas de Super-Resolución (SR) de imagen a mapas de fluencia de dosis en la verificación de tratamientos de IMRT . . . . .	219
Cortés Rodicio, J., Jiménez Albericio, F.J., Laliena Bielsa, V., Canellas Anoz, M., Millán Cebrián, E., Hernández Vitoria, A., García Romero, A., Ortega Pardina, P.	
Reconstrucción de los aplicadores Utrecht por resonancia magnética en braquiterapia ginecológica de cervix. . . . .	220
Perez-Calatayud, J., Carmona, V., Lliso, F., Richart, J., Ballester, F., Pujades, M.C. Camacho, C.	
Hidratación del detector en cámaras Symbia . . . . .	221
Manchado, F., Ruiz-López, M.A., Simancas, F., Jerez-Sainz, I., Guirado, D., Vilches, M.	



## Método para el recontorneo automático del recto en radioterapia adaptativa en cáncer de próstata

---

RODRÍGUEZ VILA, B.\* , GARCÍA VICENTE, F., GÓMEZ AGUILERA, E.J.

Grupo de Bioingeniería y Telemedicina. E.T.S.I. de Telecomunicación, Universidad Politécnica de Madrid.

\* Correspondencia – C-e: brvila@gbt.tfo.ump.es

**Palabras clave:** delineación automática recto, registro con deformación, radioterapia adaptativa.

### Introducción

Delinear de manera rápida y precisa la pared del recto es importante en Radioterapia Guiada por Imagen (IGRT en sus siglas inglesas) ya que es un órgano de máxima influencia en la limitación de la dosis en la planificación de terapias de radiación en cáncer de próstata. Los métodos de registro deformables basados en la intensidad de la imagen no pueden crear una correcta transformación espacial si no existe correspondencia entre la imagen de planificación y la imagen de sesión. La variación del contenido rectal crea una no-correspondencia en la intensidad de imagen que se convierte en un gran obstáculo para el registro deformable basado en intensidad de imagen.

### Material y métodos

En este trabajo se ha desarrollado un método semiautomático para crear una máscara del recto en el CT de planificación y en el CT de sesión, eliminando las diferencias en el contenido rectal entre las imágenes. Así mismo, se ha desarrollado un registro de imágenes deformable basado en el algoritmo demons. La regularización anisotrópica del campo de deformaciones durante el registro de imágenes permite un mejor alineamiento de las grandes deformaciones. El método ha sido testado en 26 imágenes de 13 pacientes con cáncer de próstata, donde una de las imágenes de cada paciente fue descartada para la planificación de la terapia debido a un tamaño o una forma anormal de algún órgano de interés.

### Resultados y discusión

Resultados y discusión: Las delineaciones automáticas muestran un gran parecido con los contornos manuales cuando se usa la máscara del recto, consiguiendo un índice de volumen solapado de un 83% en media, superando el 70% reportado en trabajos anteriores. Así mismo se ha demostrado que un registro más preciso del recto implica una pequeña mejora en el registro de la próstata, centrada principalmente en la zona posterior de la próstata.

Conclusiones: Se propone un método para la delineación del recto en imágenes de tratamientos de radioterapia adaptativa. El método se compone de un algoritmo de registro de imágenes deformable con una regularización anisotrópica y un método semiautomático para el enmascaramiento del recto.

### Conclusiones

Los resultados muestran la efectividad del algoritmo propuesto para alinear la pared rectal de rectos vacíos con la pared rectal de rectos distendidos, incluso en presencia de gas o heces. Los resultados muestran un gran parecido con los contornos manuales.

## **Uso de semillas de oro en el tratamiento IMRT del cáncer de próstata. Aplicación del protocolo NAL para la corrección del movimiento de la próstata**

---

GARCÍA-VICENTE, F.\* , FERNÁNDEZ, V., GÓMEZ, A., ZAPATERO, A., FERNÁNDEZ, I., MORA, M.J., MARTÍN DE VIDALES, C., BRIME, OLIVIER, R.C., PÉREZ, L., TORRES, J.J.

Unidad de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Servicio de Urología. Hospital Universitario de La Princesa. Madrid.

\* Correspondencia – C-e: fgarcia.hlpr@salud.madrid.org

**Palabras clave:** radioterapia, IMRT, semillas de oro, movimiento próstata.

### **Introducción**

Evaluar la eficacia del protocolo NAL en la reducción de los desplazamientos sistemáticos de la próstata determinados mediante imagen electrónica portal y semillas de oro implantadas.

### **Material y métodos**

Desde agosto de 2007, 172 pacientes con cáncer de próstata se sometieron en nuestro centro a tratamiento de radioterapia mediante intensidad modulada (IMRT). El protocolo de tratamiento incluye la implantación transrectal de tres marcadores de oro con propósito de localización (tres semillas de 5x1.2mm, fabricadas por Medizintechnik GmbH, Germany), dos en la base y uno en el ápex. En este estudio se presentan los resultados del análisis de los 80 pacientes posteriores a la puesta en marcha de la técnica, cuyos resultados fueron publicados previamente, en la que se decidió utilizar un protocolo Not Action Level (NAL) de tres sesiones para reducir de la forma mas efectiva posible los errores sistemáticos de colocación. La medida de las posiciones de las semillas, se basa en matching digital entre las radiografías digitalmente reconstruidas (DRR) de planificación y las correspondientes imágenes portales (EPI) de tratamiento. En cada paciente se han analizado un promedio de 10 sesiones utilizando los campos postero-anterior (PA) y oblicuo posterior izquierdo (OPI) u oblicuo posterior derecho (OPD), midiendo las posiciones de cada una de las semillas y calculando mediante un software propio los desplazamientos del centro de masas de la próstata (CMP) en cada una de las direcciones espaciales. Utilizando estos datos se han calculado los márgenes necesarios para el tratamiento dosimetricamente adecuado de la próstata.

### **Resultados y discusión**

En total se han obtenido 2400 posiciones para el análisis. Las posiciones medias del centro de gravedad de la próstata presentan desviaciones menores de 0,5 mm. Las desviaciones estándar de la componente sistemática total fueron de 0,8 mm, 1,7 mm y 1,1 mm en las direcciones izquierda-derecha, antero-posterior y craneo-caudal respectivamente. Las desviaciones estándar de la componente aleatoria (fluctuaciones interfracción) fueron de 1,4 mm, 2,6 m y 1,7 mm respectivamente. Comparando las desviaciones sistemáticas obtenidas respecto a las medidas sin corrección según NAL (2,7 mm, 3,4 mm y 4,1 mm) se observa una reducción significativa. Los márgenes correspondientes calculados según expresión de Van Herk serían 3 mm, 6 mm y 4 mm en cada una de las direcciones espaciales. Asimismo se ha observado una tendencia asintótica en la reducción de estas desviaciones con el aumento de experiencia en el procedimiento.

Conclusiones. El protocolo NAL implementado ha reducido a la mitad la componente sistemática de los desplazamientos lo cual posibilita la reducción de márgenes y por lo tanto la morbilidad asociada al tratamiento radioterápico del cáncer de próstata.

### **Conclusiones**

Los resultados muestran la efectividad del algoritmo propuesto para alinear la pared rectal de rectos vacíos con la pared rectal de rectos distendidos, incluso en presencia de gas o heces. Los resultados muestran un gran parecido con los contornos manuales.

## Un criterio de llenado mínimo del globo del aplicador Mammosite

DÍAZ FUENTES, R.<sup>1,\*</sup>, MURILLO GONZÁLEZ, M.<sup>1</sup>, CABELLO MURILLO, E.<sup>1</sup>, FERRANDO SÁNCHEZ, A.<sup>1</sup>, ADAIMI HERNÁNDEZ, P.<sup>1</sup>, RAMÍREZ ROS, J.C.<sup>1</sup>, CLEMENTE GUTIÉRREZ, F.<sup>1</sup>, DE LA CASA DE JULIÁN, M.A.<sup>1</sup>

<sup>3</sup> Servicio de Oncología Radioterápica, H.U. 12 de Octubre, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: rdiazf.hdoc@salud.madrid.org

**Palabras clave:** mammosite, llenado, globo, deformación, CTV.

### Introducción

La braquiterapia intersticial (BI) es la técnica de referencia en irradiación parcial de mama. Para BI, el volumen clínico de tratamiento (CTV) se define habitualmente como el tejido que engloba la tumorrectomía con un margen de 1.5 cm (protocolo RTOG0413). Sin embargo, para la técnica mammosite, el CTV está constituido por un margen de 1 cm alrededor del globo. La diferencia se justifica si el CTV original se comprime al menos 0.5 cm radialmente por efecto de la presión del globo. El propósito de este trabajo es calcular cual es el mínimo llenado del globo para que se verifique esta condición.

### Material y métodos

La presión ejercida por las paredes del globo produce que el tejido que lo rodea se estire y adapte a la forma del mismo, conservando su densidad dado que es incompresible. Partiendo de una situación idealizada en que el volumen de la tumorrectomía es esférico, podemos calcular cual debe ser el diámetro del globo para que el volumen formado por la corona esférica de 1.5 cm alrededor de la cavidad quirúrgica pase a estar incluido en la corona formada por el margen de 1 cm alrededor del globo.

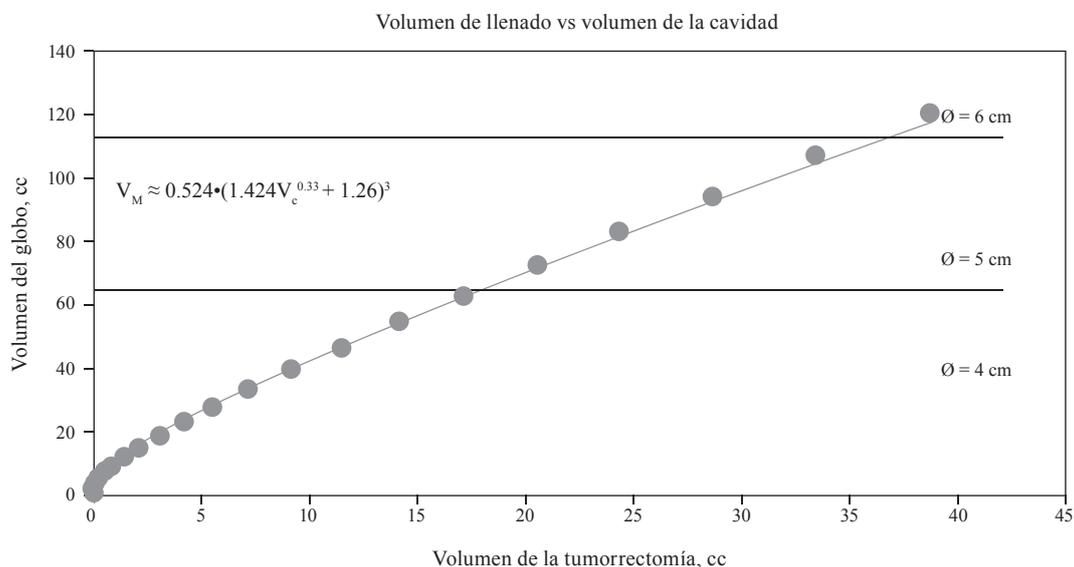
### Resultados y discusión

En el gráfico se representa el volumen de llenado del globo siguiendo el método descrito en el apartado anterior. El cálculo exacto se ha realizado para una serie de puntos; la curva continua corresponde a una solución aproximada, en unidades de cm<sup>3</sup>. Hay dos tipos de globos esféricos, con diámetros en el rango 4-5 cm, o 5-6 cm. Los volúmenes correspondientes a esos valores están indicados por las líneas horizontales en el gráfico.

El cálculo del volumen de llenado mínimo está basado en condiciones ideales: 1) la cavidad de cirugía tiene una forma esférica, 2) no hay seroma o aire dentro de la corona esférica de tejido que rodea el globo. Cualquier desviación de estas hipótesis incrementa el volumen de llenado necesario. En particular, si se repite el cálculo con un volumen de aire más seroma igual al 10 % del total del CTV (máximo permitido), suponiendo un reparto uniforme del mismo, el volumen de llenado necesario se incrementa el 20 % para un diámetro de globo en torno a 6 cm y el 50 % para un diámetro de 4 cm. El efecto de forma de la cavidad quirúrgica es más pequeño; puede modelarse ajustando el volumen de la tumorrectomía a un elipsoide cuyos ejes guarden la relación de proporción indicada en el informe de anatomo-patología sobre la pieza extraída quirúrgicamente, y repitiendo los cálculos para esa forma geométrica.

### Conclusiones

Consideramos que junto a los criterios de aceptación habituales de un implante tipo Mammosite (asimetría, volumen de aire-seroma y distancia a la piel) es necesario incluir un criterio de volumen mínimo del globo en función del volumen de la cavidad. Un llenado insuficiente produce subdosificación del CTV. El llenado debe incrementarse si hay presencia relevante de aire o seroma en el CTV. El criterio de llenado mínimo es sencillo de verificar puesto que el volumen del globo puede determinarse en TC y el de la cavidad es conocido por el informe de anatomía patológica sobre la pieza extraída.



## Cambios del volumen y posición en relación con la evacuación de aire tras la inserción de una sonda rectal en la irradiación prostática

SABATER, S.<sup>1\*</sup>, JIMENEZ, E.<sup>1</sup>, ANDRES, I.<sup>1</sup>, BERENGUER, R.<sup>2</sup>, CARRIZO, M.V.<sup>1</sup>, MARTOS, A.<sup>1</sup>, RIVERA, M.<sup>2</sup>, SEVILLANO, M.<sup>1</sup>, AGUAYO, M.<sup>1</sup>, NUÑEZ, A.<sup>2</sup>, DE LA VARA, V.<sup>2</sup>, VILLAS, M.V.<sup>1</sup>, ARENAS, M.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> S. Oncología Radioterápica. CHU Albacete.

<sup>2</sup> S. Radiofísica. CHU. Albacete.

<sup>3</sup> S. Oncología Radioterápica. H. Sant Joan. Reus.

\* Correspondencia – C-e: ssabaterm@gmail.com

**Palabras clave:** inmovilización, gas, sonda rectal, centroide, radioterapia externa.

### Introducción

La variación del volumen rectal no solo tiene consecuencias en la movilidad prostática aumentando tanto la movilidad intra como interfacción. Esta situación se ha relacionado, además, con un mayor número de recidivas tumorales que se atribuye al desplazamiento de la pared rectal posterior. Los cambios en el volumen rectal se asocian a cambios en el volumen de heces y aire rectal. Si bien la reducción en el volumen de heces rectales ha demostrado una menor movilidad, los resultados en la reducción del gas rectal han sido menos homogéneos.

El propósito del estudio fue la cuantificación del desplazamiento prostático y vesical, y las modificaciones relacionadas con la evacuación de aire rectal.

### Material y métodos

Se estudiaron 26 pacientes afectos de cáncer prostático a los que se realizó un TC sin sonda rectal e inmediatamente se repitió con una sonda rectal. Se realizó un registro rígido, usando la anatomía ósea, de ambos grupos de imágenes y se segmentaron manualmente los volúmenes prostáticos, rectales y vesicales. Se calcularon y compararon los vectores de los centros de masas (COM); así como la media de unidades Hounsfield (HU) y el área transversal (CSA) calculada como sigue:  $CSA = \text{volumen rectal} / \text{longitud rectal}$ .

### Resultados y discusión

Tanto el volumen rectal sin y con sonda (428.76 cc vs 401,91 cc) como el área transversal (CSA) (81.86 cc vs 76.57 cc) disminuyeron de manera no significativa tras la inserción de la sonda rectal. La media de HU aumentó de manera significativa, como se esperaba (-63.3 vs -13.4;  $p=0.0002$ ) tras la inserción de la sonda rectal. El volumen vesical también aumentó en el segundo grupo de imágenes respecto al inicial sin sonda (1643.71 cc vs 1748.18 cc;  $p<0.0001$ ). El volumen prostático disminuyó tras la inserción de la sonda rectal aunque no se alcanzó una significación estadística (723.02 cc vs 464.47 cc). Los vectores de los centros de masas (COM) se modificaron de manera significativa para todas las estructuras analizadas (recto: 391.72 vs 390.71; vejiga: 356.18 vs 355.48; próstata: 367.10 vs 367.28).

### Conclusiones

Las sondas rectales conllevan una evacuación efectiva del gas rectal, como se demuestra con el aumento de la densidad (HU) rectal y la disminución del volumen de este órgano. La ausencia de una significación estadística en la disminución del volumen rectal podría relacionarse con una muestra escasa. El aumento de volumen vesical se ha relacionado con el filtrado urinario debido al tiempo invertido entre los dos estudios. Respecto a las variaciones de tamaño prostático está previsto realizar un análisis posterior ya que la expectativa previa era la contraria. A pesar de la evacuación del gas rectal, no se ha observado una modificación clínicamente significativa, a pesar de la significación estadística, de los vectores de los centros de masas (COM) estudiados. Resultados positivos en este sentido se han demostrado con actuaciones más enérgicas, como en el estudio de Ogino (Int J Radiat Oncol Biol Phys 2008) donde además de la evacuación de gas se realizó un lavado rectal, o en estudios que utilizaron enemas (Fiorino. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2008), comparados con nuestro estudio donde tan solo se introdujo una sonda rectal sin ninguna manipulación posterior.



## **Análisis del procedimiento de aceptación y control de calidad de un sistema de simulación virtual**

GONZÁLEZ RUIZ, C.\* , PEDRERO DE ARISTIZABAL, D., JIMÉNEZ ROJAS, R., GARCÍA HERNÁNDEZ, M.J., RUIZ GALÁN, G., AYALA LÁZARO R., GARCÍA MARCOS, R.

Servicio de Dosimetría y Radioprotección.  
Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: cgonzalezr.hgugm@salud.madrid.org

**Palabras clave:** sistema de simulación virtual, control de calidad, sistema de localización láser.

### **Introducción**

Se ha realizado la aceptación, determinación del estado de referencia, puesta en marcha e implementación del protocolo de control de un sistema de simulación virtual compuesto por una unidad de adquisición de imagen de tomografía axial computerizada (CT), un sistema de localización externo e independiente de localizadores láser y un módulo de simulación asociado al planificador existente para dosimetría clínica en radioterapia externa.

El presente trabajo resume la trayectoria seguida en dicho proceso, junto con el procedimiento establecido para el control periódico del sistema y el análisis de los resultados obtenidos en los dos años de actividad clínica y control del mismo.

### **Material y métodos**

Equipo CT (Aquilion LB Toshiba) con su correspondiente conjunto de láseres, sistema independiente de localización (A2J con láser sagital móvil), sistema de planificación XiO (CMS), maniqués con marcas radiopacas para valoración de resultados en imagen (antropomórficos, proporcionados por el fabricante y de construcción propia). Se determina el 0 radiológico de la imagen y, tomándolo como referencia se ajustan tanto el sistema láser del equipo CT como el sistema externo, verificando además paralelismo y perpendicularidad de cada conjunto independientemente, y entre ambos sistemas.

Se verifica la forma de transmisión de imágenes desde el sistema de adquisición hasta el sistema de planificación y los posibles problemas y errores introducidos en el proceso.

Se realizan análisis periódicos con las frecuencias establecidas (semanal y mensual) según un procedimiento diseñado y se analizan los datos recogidos en dichas pruebas de calidad.

### **Resultados y discusión**

En la exportación de las imágenes, se encontró un inconveniente en la recepción por parte del sistema de planificación: el corte marcado como cero previo a la adquisición del estudio no llega como tal al sistema de planificación; esto supone un obstáculo en el caso de que el estudio no pase por la estación de simulación, se elija un nuevo cero y posteriormente se marque en el paciente.

El ajuste de ambos conjuntos de localizadores láser quedó establecido con respecto al 0 de la imagen mejor que la tolerancia (2mm) y, en cuanto a la diferencia entre ambos sistemas de localización, también se consigue una coincidencia mejor que la tolerancia, excepto entre los láseres sagitales de ambos, que se da una diferencia de este orden (~2mm), ya que cada uno tiene una desviación con respecto al 0 de la imagen en un sentido diferente (coordenada x).

### **Conclusiones**

De los controles realizados desde la implantación del equipo y, tras la revisión de los parámetros de calidad establecidos, se deduce que existe estabilidad en los mismos, manteniéndose ambos conjuntos (CT, externos) dentro de las tolerancias, a pesar de no haberse sistematizado en esta primera etapa un mantenimiento periódico de estos sistemas de localización por parte del servicio técnico.

Tan sólo en una ocasión se produjo una desviación mayor que la tolerancia en el caso del láser sagital A2J, como consecuencia de un encendido incorrecto, lo que provocó que este láser móvil no se ubicase en el punto de cero del sistema. Excepto este episodio, un análisis de las tablas de resultados confirma que todos los datos obtenidos en el control periódico están dentro de tolerancias.

## **Determinación del espesor de radiación en equipos de tomografía computarizada (TC)**

GAGO GÓMEZ, P., AYALA LÁZARO, R., GONZÁLEZ RUIZ, C. \*, HURTADO SÁNCHEZ, A., SIERRA DÍAZ, F., GÓMEZ CORES, S., GÓMEZ CALVAR, R.

Servicio de Dosimetría y Radioprotección. Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: cgonzalezr.hgugm@salud.madrid.org

**Palabras clave:** TC, espesor de corte, escáner de sobremesa, MATLAB.

### **Introducción**

La determinación del espesor de corte radiológico en los equipos TC se realiza habitualmente irradiando de forma directa una película situada a la altura del isocentro radiológico, con haces colimados a los espesores de corte nominales y valorando el tamaño de estos mismos en la placa.

Dicha prueba se realiza habitualmente midiendo directamente sobre la placa irradiada. Esto condiciona la precisión de la medida al ser la tolerancia establecida para esta prueba en el Protocolo Español igual que la incertidumbre de escala asociada. Simultáneamente se puede valorar el desplazamiento de la mesa y su adaptación al valor nominal.

### **Material y métodos**

Películas de irradiación directa X-Omat-Kodak, procesadora Curix HT-330U AGFA de cuarto oscuro, escáner de sobremesa EPSON V750, MATLAB R2010a, software de adquisición y tratamiento de imágenes.

Se realizaron las irradiaciones de las películas citadas en los diferentes equipos TC, con técnicas secuenciales, para varios espesores de corte de entre los disponibles y con desplazamientos de mesa a conveniencia, para verificar también ese parámetro con respecto al valor nominal.

Se digitalizaron las imágenes obtenidas y, a continuación, se analizaron con el programa elaborado en lenguaje MATLAB.

### **Resultados y discusión**

El programa que se ha diseñado permite evaluar un perfil de las zonas irradiadas y obtener el valor del espesor de corte a partir de la anchura a mitad de altura.

El desplazamiento de la mesa se calcula midiendo la distancia entre los puntos medios de las franjas irradiadas.

En las imágenes analizadas con el método citado se han determinado los valores de los espesores de corte y de los desplazamientos de la mesa, junto con las discrepancias con los valores nominales.

### **Conclusiones**

Con este sistema de medida podemos determinar, en una sola prueba, las diferencias entre valores nominales y experimentales, tanto de los espesores de corte como de los desplazamientos de la mesa, con una incertidumbre menor que las tolerancias establecidas en la bibliografía de referencia. Este método permite además obtener un resultado objetivo, eliminando el factor subjetivo que era introducido hasta ahora por la persona que realizaba la medida.



## Incertidumbre asociada al registro de imágenes por el método de la descomposición en valores singulares de una matriz

DEL MORAL, F.\*, MEILÁN, PEREIRA, L.E., LÓPEZ-MEDINA, A., TEJEIRO, A., SALGADO, M.

Hospital do Meixoeiro. Vigo.

\* Correspondencia – C-e: felixdelmoralvila@yahoo.es

**Palabras clave:** valores singulares, registro, incertidumbre.

### Introducción

El método para calcular la isometría que liga dos conjuntos de puntos  $\{\vec{p}_i\}; i = 1..N$  y  $\{\vec{p}'_i\}; i = 1..N$  basado en el artículo de Arun *et al.* (IEEE Tran. on Patt. Analysis and Machine Intelligence PAM1-9 (5) 698-700, 1987), se ha convertido en el estándar más básico del registro de imágenes en el espacio. En este trabajo se presenta un método para calcular la incertidumbre en el procedimiento.

### Métodos

Se utiliza el procedimiento estándar basado en la descomposición en valores singulares para calcular la matriz de rotación  $R$  y el vector de traslación  $\vec{T}$  que ligan los conjuntos de puntos mediante  $\vec{p}'_i = R\vec{p}_i + \vec{T} + \vec{N}_i$ , donde  $\vec{N}_i$  son vectores aleatorios relacionados con errores experimentales. Se determina el versor  $\vec{n}^T = (n_1, n_2, n_3)$  en torno al que se realiza la rotación de ángulo  $\theta$  mediante:

$$\theta = \arccos\left(\frac{R_{11} + R_{22} + R_{33} - 1}{2}\right), n_1 = \frac{R_{32} - R_{23}}{2 \sin \theta}, n_2 = \frac{R_{13} - R_{31}}{2 \sin \theta}, n_3 = \frac{R_{21} - R_{12}}{2 \sin \theta},$$

y se determinan las incertidumbres de estos parámetros mediante un procedimiento combinado que liga la ley estándar de propagación de incertidumbres con el método de los multiplicadores de Lagrange.

Resultados: Las incertidumbres en los parámetros de la rotación vienen dadas por:

$$\Delta n_i^2 = (1 + 1/N) \cdot \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^3 [(A^{-1} \cdot \vec{u}_{ij})_k \cdot (\Delta \vec{p}'_i)_j]^2 + (1 + 1/N) \cdot \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^3 [(A^{-1} \cdot \vec{v}_{ij})_k \cdot (\Delta \vec{p}'_i)_j]^2$$

$$\Delta \theta^2 = (1 + 1/N) \cdot \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^3 [(A^{-1} \cdot \vec{u}_{ij})_4 \cdot (\Delta \vec{p}'_i)_j]^2 + (1 + 1/N) \cdot \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^3 [(A^{-1} \cdot \vec{v}_{ij})_4 \cdot (\Delta \vec{p}'_i)_j]^2$$

donde  $\Delta \vec{p}'_i$  y  $\Delta \vec{p}_i$  son las incertidumbres asociadas a los vectores  $\vec{p}'_i$  y  $\vec{p}_i$ ,  $A$  es la matriz:

$$A = \begin{pmatrix} \vec{q}_i^T \left( \frac{\partial^2 R}{\partial n_1^2} - \frac{1}{n_1} \frac{\partial R}{\partial n_1} \right) \vec{q}_i & \vec{q}_i^T \frac{\partial^2 R}{\partial n_1 \partial n_2} \vec{q}_i & \vec{q}_i^T \frac{\partial^2 R}{\partial n_1 \partial n_3} \vec{q}_i & \vec{q}_i^T \frac{\partial^2 R}{\partial n_1 \partial \theta} \vec{q}_i & 2n_1 \\ \vec{q}_i^T \frac{\partial^2 R}{\partial n_1 \partial n_2} \vec{q}_i & \vec{q}_i^T \left( \frac{\partial^2 R}{\partial n_2^2} - \frac{1}{n_2} \frac{\partial R}{\partial n_2} \right) \vec{q}_i & \vec{q}_i^T \frac{\partial^2 R}{\partial n_2 \partial n_3} \vec{q}_i & \vec{q}_i^T \frac{\partial^2 R}{\partial n_2 \partial \theta} \vec{q}_i & 2n_2 \\ \vec{q}_i^T \frac{\partial^2 R}{\partial n_1 \partial n_3} \vec{q}_i & \vec{q}_i^T \frac{\partial^2 R}{\partial n_2 \partial n_3} \vec{q}_i & \vec{q}_i^T \left( \frac{\partial^2 R}{\partial n_3^2} - \frac{1}{n_3} \frac{\partial R}{\partial n_3} \right) \vec{q}_i & \vec{q}_i^T \frac{\partial^2 R}{\partial n_3 \partial \theta} \vec{q}_i & 2n_3 \\ \vec{q}_i^T \frac{\partial^2 R}{\partial n_1 \partial \theta} \vec{q}_i & \vec{q}_i^T \frac{\partial^2 R}{\partial n_2 \partial \theta} \vec{q}_i & \vec{q}_i^T \frac{\partial^2 R}{\partial n_3 \partial \theta} \vec{q}_i & \vec{q}_i^T \frac{\partial^2 R}{\partial \theta^2} \vec{q}_i & 0 \\ 2n_1 & 2n_2 & 2n_3 & 0 & 0 \end{pmatrix}$$

y donde:

$$\vec{u}_{ij}^T = - \left( \left( \vec{q}_i^T \frac{\partial R}{\partial n_1} \right)_j, \left( \vec{q}_i^T \frac{\partial R}{\partial n_2} \right)_j, \left( \vec{q}_i^T \frac{\partial R}{\partial n_3} \right)_j, \left( \vec{q}_i^T \frac{\partial R}{\partial \theta} \right)_j, 0 \right)$$

$$\vec{v}_{ij}^T = - \left( \left( \frac{\partial R}{\partial n_1} \vec{q}_i \right)_j, \left( \frac{\partial R}{\partial n_2} \vec{q}_i \right)_j, \left( \frac{\partial R}{\partial n_3} \vec{q}_i \right)_j, \left( \frac{\partial R}{\partial \theta} \vec{q}_i \right)_j, 0 \right)$$

$$\vec{q}_i = \vec{p}'_i - \vec{p} \text{ con } \vec{p} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \vec{p}'_i \text{ y } \vec{q}_i = \vec{p}_i - \vec{p} \text{ con } \vec{p} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \vec{p}_i$$

Una vez determinada la rotación, el vector traslación y su incertidumbre se calcula a partir de la relación:

$$\vec{T} = \vec{p}' - R\vec{p}$$

### Conclusiones

Dado que  $\vec{n}$  es unitario es necesario utilizar el método de los multiplicadores de Lagrange para calcular la incertidumbre en los parámetros de la isometría que liga los dos conjuntos de puntos.

## Estudio de la distribución de probabilidad de la uniformidad integral en el caso no suavizado: un enfoque analítico

GARCÍA PÉREZ DE SCHOFIELD, J.<sup>1,\*</sup>, DÍAZ BLANCO, R.<sup>1</sup>, GUTIÉRREZ MENDIGUCHIA, C.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Povisa, Vigo.

<sup>2</sup> Servicio de Medicina Nuclear, Hospital Povisa, Vigo.

\* Correspondencia – C-e: jgarsch@gmail.com

**Palabras clave:** medicina nuclear, uniformidad integral, variable aleatoria, distribución de probabilidad, fórmula analítica.

### Introducción

La Uniformidad Integral (UI) es un parámetro siempre presente en el control de calidad de las gammacámaras de los servicios de Medicina Nuclear. UI es una variable aleatoria y en diversos trabajos se ha explorado su comportamiento estadístico, tanto a partir de medidas experimentales como de simulaciones de tipo Monte Carlo, en presencia y en ausencia de uniformidad en la respuesta del detector de la gammacámara. En el presente trabajo se deduce una expresión analítica para la función de densidad de probabilidad de UI en el caso en el que no se aplica filtro de suavizado a la imagen adquirida. Nuestra hipótesis de partida será que, una vez fijados todos los demás parámetros de la adquisición (isótopo a emplear, tipo de fuente radiactiva [puntual o extensa], adquisición intrínseca o extrínseca, ventana de energía, tasa de conteo, uso de máscara [física o digital], distancia de la fuente al detector, etc.), únicamente el número de píxeles y el número total de cuentas condicionan la distribución de probabilidad de las variables aleatorias número de cuentas por píxel  $N_i$ , donde el índice  $i=1,2,\dots,r$  etiqueta al píxel  $i$ -ésimo. Asumimos también como condición que los  $r$  píxeles se comportan independientemente y de la misma manera, es decir, las variables aleatorias número de cuentas por píxel  $N_i$  son independientes y tienen la misma distribución de probabilidad.

### Material y métodos

Primeramente, y asumiendo que la distribución de las variables  $N_i$  es normal, caracterizada por la media  $m$  y la varianza  $s^2$ , se deduce la distribución de probabilidad conjunta de las variables  $N_M$  y  $N_m$ , que representan respectivamente el número máximo y mínimo de cuentas por píxel en una adquisición. A continuación se construye la distribución de probabilidad de UI, teniendo en cuenta su definición (en tanto por uno)  $UI=(N_M-N_m)/(N_M+N_m)$ . Para ello, resulta útil introducir la variable aleatoria  $G=UI/Sc$ , siendo  $Sc$  la desviación típica relativa de la distribución de las  $N_i$  ( $Sc=s/m$ ). La función de densidad de probabilidad de  $G$  está definida por una integral, y es función paramétrica del número de píxeles  $r$  y de  $Sc$ . La relación entre la distribución de  $G$  y la distribución de UI es inmediata. Además, la distribución de probabilidad de  $G$  presenta un comportamiento regular en el límite en el que  $Sc \rightarrow 0$ , contrariamente a la distribución de UI. Por último, se dan detalles de los cálculos numéricos realizados con el fin de evaluar la integral que nos da la función de densidad de probabilidad de  $G$  y estudiar sus propiedades para distintos valores de los parámetros  $r$  y  $Sc$ .

### Resultados y discusión

Se realizan representaciones gráficas de la distribución de probabilidad de  $G$  calculada numéricamente con distintos valores de  $r$  y  $Sc$ , y se evalúan en cada caso la moda, la media, la varianza, el sesgo y el exceso de curtosis. 1) Cuando se fija  $r=64 \times 64=4096$  y se varía  $Sc$ , se observa que a medida que  $Sc$  tiende a cero la distribución de  $G$  parece acercarse rápidamente a una distribución límite, de forma que la dependencia con este parámetro es muy débil para valores de  $Sc \sim 0,01$  y menores. Los valores de sesgo y exceso de curtosis obtenidos (que son iguales para la distribución de UI asociada) permiten descartar que la Uniformidad Integral siga una distribución de Gumbel (distribución de valores extremos), por lo menos en los casos estudiados. La distribución de Gumbel tiene un sesgo y exceso de curtosis constantes e independientes de los dos parámetros que la caracterizan, y que no corresponden con los valores hallados por nosotros. Por último, se muestra que un aumento indefinido en el número total de cuentas adquiridas, a número de píxeles constante, disminuye la incertidumbre aleatoria de UI (su desviación típica relativa) pero sólo asintóticamente hacia un cierto valor constante y no nulo, sin que haya una ganancia apreciable a partir de un determinado número de cuentas. 2) Cuando se fija  $Sc=1/\sqrt{1000}$  y se varía el número de píxeles  $r$ , se observa que a medida que  $r$  aumenta la función de densidad de probabilidad se hace más estrecha y está centrada alrededor de valores mayores de la variable  $G$ . De nuevo, los valores de sesgo y exceso de curtosis obtenidos permiten descartar que la Uniformidad Integral siga una distribución de Gumbel, al menos en los casos estudiados. Por último, se muestra que un aumento indefinido en el número total de cuentas adquiridas, a número promedio de cuentas por píxel constante y número de píxeles creciente, hace que disminuya continua y apreciablemente la incertidumbre aleatoria de UI (su desviación típica relativa), aunque a un ritmo progresivamente menor a medida que aumenta el número de cuentas.

### Conclusiones

El estudio analítico de la distribución de probabilidad de la Uniformidad Integral nos permite contar con una fórmula relativamente simple que, en el caso poco habitual en que no se aplica filtro de suavizado a la imagen adquirida, caracteriza completamente el comportamiento estadístico de esta variable aleatoria, empleada como parámetro de control de calidad en las gammacámaras de Medicina Nuclear. Con los resultados de este trabajo es factible construir y utilizar formas tabuladas de la función de distribución acumulada de UI, con el fin de aplicar pruebas de hipótesis o significancia a los valores de la Uniformidad Integral obtenidos en las pruebas de control de calidad. El enfoque empleado en este trabajo complementa los estudios de tipo Monte Carlo y experimentales realizados por otros autores. Queda pendiente el contraste directo de los resultados de este estudio teórico con datos extraídos de experimentos adecuadamente diseñados.

## Elaboración y análisis de un protocolo de control de calidad en un TC de radioterapia

PENEDO COBOS, J.M.\*, GOMEZ-TEJEDOR ALONSO, S., GARCIA CASTEJÓN, M.A., RINCÓN PÉREZ, M.

Unidad de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Fundación Jiménez Díaz. Capió. Madrid.

\* Correspondencia – C-e: [chpenedo@yahoo.es](mailto:chpenedo@yahoo.es)

**Palabras clave:** TC, radioterapia, protocolo, maniquí, tolerancia.

### Introducción

El objetivo de este trabajo es presentar un conjunto de pruebas, que consideramos pueden constituir un protocolo de control de calidad de un TC helicoidal multicorte, utilizado para la planificación de tratamientos de radioterapia (RT) externa y HDR. Asimismo, se exponen los maniqués utilizados y se analizan los resultados obtenidos en las pruebas establecidas en el mismo.

### Material y métodos

El equipo de TC analizado es un Philips 16 Brilliance big bore, específico para los tratamientos de rt, con una apertura de 85 cm. Sistema de planificación (SP) XIO 4.34.02 (CMS). Mecanismo de alineación de láseres iso-align de Medtec. Maniquí de cabeza y cuello suministrado por Philips compuesto por varias capas para medir espesor de corte, ruido y escala de contraste). Maniquí de cráneo suministrado por Radionix compuesto por diferentes figuras geométricas de tamaño conocido. Maniquí de imagen de la sociedad española de física médica (SEFM), formado por 8 insertos de diferentes densidades electrónicas. Placas X-Omat V. Bloque de Styrofoam de 30x30x10 cm de fabricación propia, con marcas radiopacas en una superficie formando 2 cuadrados de 10 y 15cm.

El protocolo se ha estructurado en dos partes bien diferenciadas según las pruebas a realizar: Por un lado las **Mecánicas y geométricas** y por otro lado las **relativas a las imágenes en el TC y en los SP**. Todas las pruebas se realizan en las mismas condiciones de adquisición (FOV, técnica, colimación y filtro de reconstrucción) que las utilizadas para la realización de los tratamientos. Para la prueba de calibración del número CT frente densidad electrónica, se ha promediado los resultados para los espesores de corte de 3 y 6 mm y FOV 35 y 50:

Prueba	Maniquí	Tolerancia	Periodicidad
Mecánicas y geométricas			
Seguridades y condiciones de funcionamiento	-	Funcional	Diaria
Coincidencia de los láseres transversales y sagitales	Medtec	± 1 mm	Diaria
Concordancia entre láser de pared e imagen reconstruida	Philips	± 2 mm	Semanal/Cambios
Concordancia entre láser interno y haz de radiación	Placa	± 2 mm	Mensual/Cambios
Concordancia entre láser de pared y láser interno	-	± 2 mm	Mensual/Cambios
Horizontalidad de la mesa bajo carga	Philips	± 2 mm	Anual/Cambios
Desplazamiento longitudinal de la mesa y comprobación del espaciado intercorte	Placa	± 2 mm	Anual/Cambios
Relativas a imágenes en el TC y en el SP			
Ausencia de artefactos	SEFM	Funcional	Semestral/Cambios
Precisión geométrica dentro de un corte (Ausencia de distorsión geométrica en la reconstrucción)	Styrofoam	± 2 mm	Anual/Cambios
Localización de imagen reconstruida (Exactitud de la distancia entre puntos en un topograma)	Styrofoam	± 1 mm	Anual/Cambios
Valor medio, ruido, uniformidad y constancia de los números CT	Philips	Ruido < 0.5% Resto ± 5 UH	Semestral/Cambios
Calibración número CT frente a densidad electrónica	SEFM	± 5 UH si UH ≤ 400 1% si UH > 400	Anual/Cambios
Bondad del algoritmo de fusión (TC-RM)	Cráneo	± 2 mm	Anual/Cambios
Linealidad y escala de contraste	SEFM	Escala de contraste: 1.90 ± 0.03 x 10 <sup>-4</sup> cm <sup>-1</sup> /UH	Anual/Cambios
Resolución espacial (MTF 10%, filtros EB, D y B)	Philips	16x1.5mm EB (5.1,6.1) 16x0.75mm D (10.5,12.5) 16x1.5mm B (6.0,7.0)	Anual/Cambios
Perfiles de sensibilidad (espesor de corte) (s)	Philips	< s ± 1 mm si s ≥ 2mm < s ± 50% si s < 2mm	Anual/Cambios

### Resultados y discusión

Los resultados obtenidos para las diferentes pruebas están dentro de la tolerancia establecida, exceptuando el espesor de corte de 0.75 mm, para el que se obtiene un resultado de 1.26 mm. Esta discrepancia se explica por el método de medición y maniquí empleados, para obtener una medición más precisa se debe emplear un método diferente con un maniquí adecuado. Para el resto de espesores de corte estudiados, los resultados están dentro de tolerancia: Para 1.50 mm obtenemos 1.59 mm; para 3 mm obtenemos 2.99 mm y para 4.50 mm obtenemos 4.51 mm, se descarta pues un error sistemático del TC para esta prueba.

### Conclusiones

Es necesario incluir una serie de pruebas relativas a la geometría del TC, láseres de alineación, reconstrucción de imágenes y calibración del nº CT, que son fundamentales para la planificación en RT y que no se incluyen en los protocolos de control de calidad de un TC de radiodiagnóstico. El equipo analizado está en condiciones óptimas para la realización de estudios TC para planificaciones de tratamientos en RT externa y HDR.

## Método de la imagen conjugada en Gammacamara para determinar la captación en resto tumoral tiroideo en tratamientos con I-131

---

BARQUERO, R.<sup>1,\*</sup>, SAINZ, A.<sup>2</sup>, TORTOSA, R.<sup>1</sup>, MARÍ, A.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> S. Radiofísica y PR, H. U. Río Hortega, Valladolid.

<sup>2</sup> S Medicina Nuclear, H. Clínico Universitario, Valladolid.

\* Correspondencia – C-e: rbarquerosa@saludcastillayleon.es

**Palabras clave:** RAIU, gammacamara, Terapia I-131, dosimetría paciente MN.

### Introducción

La eficacia de la ablación de restos tiroideos con I-131 en tratamientos de CDT depende de la actividad captada en dichos restos. El método óptimo para cuantificar esta actividad se basa en la obtención de imágenes con gammacámara en el transcurso del tratamiento. Sin embargo debido a la saturación de imagen con altas actividades y a la optimización del tiempo-coste de maquina, no se suelen obtener dichas imágenes, excepto en un rastreo post-tratamiento. En nuestro servicio de MN el rastreo de cada paciente se hace entre los días 6 y 9 tras la administración. Se describe un método de cuantificación de la actividad captada en resto tiroideo usando esta imagen de rastreo.

### Material y métodos

Gammacamara Philips Skylight de doble cabezal con colimadores de alta energía. Fuente de referencia de I-131 de 37 kBq. Paciente con restos tumorales en zona tiroidea tratado con 3.7 GBq. Substracción de fondo en imágenes AP y PA según procedimiento desarrollado por Shulkin et al (JNM 29: 542-548, 1988). Se compara el resultado de actividad captada con la estimada mediante el procedimiento desarrollado por el grupo de trabajo de la SEFM, basado en medidas de exposición externa en torno al paciente efectuadas durante su estancia y el día del rastreo con cámara de ionización VICTOREEN 450.

### Resultados y discusión

Cuantificando en las imágenes adquiridas el día 7 tras la administración, se obtiene un valor de actividad en el resto tiroideo de 3.55 MBq (96  $\mu$ Ci).

De las medidas de Hp(10) en torno al paciente obtenidas los días 1, 4 y 7 tras administración se obtiene un valor de 2.98 ( $\sigma^\dagger=2.46$ ) MBq. De la medida de Hp(10) a 1 metro del paciente obtenida el día 7, y utilizando el coeficiente de conversión obtenido por simulación Montecarlo de 80 ( $\sigma=3.34$ ) uSv/h GBq, se obtiene 3.38 ( $\sigma=0.14$ ) MBq.

El método de la imagen conjugada utilizando una fuente de referencia de actividad conocida compensa muchos de los errores que se producen en la cuantificación de actividad con gammacámara, por lo que su uso sistemático en la imagen obtenida el día del rastreo permite estimar la actividad en el resto tumoral, magnitud de gran valor clínico a la hora de conocer la eficacia del tratamiento o planificar un segundo tratamiento.

Realizar una medida de exposición externa Hp(10) los días 6 a 10 tras la administración, permite valorar la actividad captada por el paciente, gracias a que la componente corporal ha desaparecido prácticamente y solo permanece la componente tiroidea.

### Conclusiones

Para conocer la actividad captada en resto tumoral en cada paciente CDT con I-131 se puede:

1. Realizar el procedimiento de cuantificación en la gammacámara por el método de la imagen conjugada en la imagen de rastreo del tratamiento adquirida para control por el facultativo responsable del mismo.
2. Realizar la medida de exposición externa Hp(10) en el entorno del paciente uno de los días siguientes al día 6 tras la administración.

---

<sup>†</sup>  $\sigma$ =incertidumbre



## Influencia del movimiento respiratorio en la delimitación de volúmenes de tratamiento mediante imágenes TC

RODRÍGUEZ ROMERO, R.\* , CASTRO TEJERO, P.

Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda.

\* Correspondencia – C-e: rrodriguezro.hpth@salud.madrid.org

**Palabras clave:** movimiento respiratorio, gating respiratorio, imágenes TC 4D, volúmenes de tratamiento.

### Introducción

Los tratamientos de radioterapia se basan en la información geométrica y de densidades de las imágenes de TC obtenidas para cada paciente. Como consecuencia del emborronamiento que el movimiento produce en los estudios de imágenes, las dimensiones, formas y densidades de las estructuras pueden verse alteradas. El objetivo de este trabajo es conocer la magnitud de estas variaciones causadas por el movimiento respiratorio en el estudio de TC en función de las condiciones de adquisición de las imágenes.

### Material y métodos

Se han adquirido imágenes en un TC simulador Toshiba Aquilion LB tanto en reposo como en movimiento para un maniquí ortoédrico de poliespán con un inserto de plastilina en forma de elipsoide que simula las condiciones de tumores en pulmón. Por medio de la plataforma móvil, se simuló un movimiento longitudinal de amplitud 2 cm ( $\pm$  1cm) y ciclo respiratorio 6 segundos (10 r.p.m). Utilizando el sistema de gating respiratorio de Varian RPM (*Real-time Position Management*), se adquirieron de forma prospectiva estudios de imágenes TC en fase de inhalación, exhalación y posición intermedia del ciclo siendo necesario para ello el funcionamiento en modo secuencial del TC. Asimismo, se adquirieron estudios en condiciones de respiración libre en modo helicoidal para varios periodos de rotación de gantry con objeto de reproducir situaciones en las que no existe gating respiratorio, manteniendo fijos los restantes parámetros de adquisición. Para medir la distorsión geométrica debida al movimiento longitudinal se estableció una ventana de visualización (ancho 3335, nivel 3100) para determinar el centro de los dos perdigones situados en los extremos craneal y caudal del inserto, separados una distancia de 3.85 cm. El efecto del movimiento sobre la forma y densidad del inserto fue cuantificado generando volúmenes de forma automática para una ventana determinada (ancho 1200, nivel 400).

### Resultados y discusión

Para aislar posibles discrepancias de resolución cráneo-caudal dependiendo del modo de funcionamiento seleccionado (helicoidal o secuencial), se compara la dimensión longitudinal y volumen del inserto obtenidos en estudios de imagen dinámicos respecto del correspondiente estudio estático.

Maniquí	Fase del ciclo Respiratorio	Modo de adquisición	Periodo Gantry	Volumen		Longitud	
				Cm3	$\Delta$	cm	$\Delta$
Estático	-	Secuencial	0,5 s	23,39	1,00	3,89	1,00
Dinámico	Exhalación	Secuencial	0,5 s	23,34	1,00	3,84	0,99
Dinámico	Inhalación	Secuencial	0,5 s	23,19	0,99	3,96	1,02
Dinámico	Media	Secuencial	0,5 s	23,42	1,00	3,85	0,99
Estático	-	Helicoidal	0,5 s	23,41	1,00	3,84	1,00
Dinámico	Respiración Libre	Helicoidal	0,5 s	13,14	0,56	2,18	0,57
Dinámico	Respiración Libre	Helicoidal	1,0 s	27,44	1,17	3,75	0,98

(Estudios de imagen adquiridos con técnica 120kV, 300mA, 2mm espesor corte, campo de visión 400 mm)

Los valores hallados para los estudios adquiridos en distintas fases del ciclo respiratorio concuerdan con la situación estática, constatándose el correcto funcionamiento del sistema de gating prospectivo utilizado.

Los estudios adquiridos en respiración libre muestran discrepancias de volumen y longitud en función del periodo de rotación de gantry utilizado, observándose una reducción del 44% para un periodo de 0.5s. Puesto que no puede ser conocido a priori el acoplamiento entre el movimiento respiratorio y la adquisición helicoidal no se garantiza la reproducibilidad a través de la repetición de medidas.

En el caso del estudio en respiración libre con periodo de rotación de gantry de 1 segundo, se observa un aumento de volumen (17%) mientras que la longitud del inserto se reduce (2%). El emborronamiento causado por el movimiento produce un volumen alargado con densidad ligeramente menor pero sensible al umbral prefijado para generar automáticamente el volumen, sin embargo, la longitud se ha determinado considerando el centro de la sombra de cada perdigón, explicándose así el comportamiento observado.

### Conclusiones

El uso de imágenes de TC sin sistema de gating respiratorio distorsiona la delimitación de volúmenes afectados por dicho movimiento. Para determinar su repercusión futuros estudios serán realizados considerando posibles acoplamientos para diferentes periodos de ciclo respiratorio y rotación de gantry. La realización de estudios de imagen mediante el sistema de gating prospectivo utilizado minimiza la variación de los volúmenes en movimiento respecto al caso estático.

## Ajuste del CAE de un sistema de CR: Relación entre la dosis en el receptor de imagen, la dosis estimada a través del indicador de exposición del sistema y la RSR

RUIZ MANZANO, P.\*, RIVAS BALLARÍN, M.A., JIMÉNEZ ALBERICIO, F.J., CORTÉS RODICIO, J., CANELLAS ANOZ, M., HERNÁNDEZ VITORIA, A. HCU Lozano Blesa (S<sup>o</sup> Física y Protección Radiológica). Zaragoza.

\* Correspondencia – C-e: pruizm@salud.aragon.es

**Palabras clave:** control automático de exposición, relación señal ruido, radiografía computarizada.

### Introducción

Según report 116 de AAPM, en los equipos de radiografía directa (DR), el CAE debería ser capaz de modificar la exposición que recibe el sistema (basada en las condiciones de exposición (kV y mA)) para que, compensando la dependencia energética y la de la tasa de exposición, se mantenga la RSR (para los diferentes espesores y para kV entre 60 y 120). Este report propone usar el kema indicado por el sistema como parámetro a controlar ya que es un indicador del nivel de señal en la imagen. Por otro lado, según el borrador del nuevo Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico (PECCR) el Control Automático de Exposición (CAE) se ajustará teniendo en cuenta las especificaciones técnicas de los sistemas de imagen y se buscará que la dosis que llega a estos sistemas sea tan baja como razonablemente se pueda conseguir. Para ello se tendrá en cuenta la opinión del radiólogo de forma que la relación señal ruido (RSR) y la calidad de las imágenes obtenidas sean adecuadas para el diagnóstico. El parámetro a controlar será la dosis en el receptor de imagen estimada a través del índice de exposición del sistema (DE) cuando las imágenes se procesan en las condiciones de calibración del sistema. Para la compensación con el espesor y con la tensión, la tolerancia establecida en PECCR es que la desviación máxima de DE esté entre el  $\pm 20\%$  respecto de los valores de referencia iniciales, habitualmente tomados para un kVp y un espesor intermedio. En este trabajo se busca comprobar que el criterio de report 116 de AAPM se puede aplicar también a la Radiografía Computarizada (CR), relacionar la dosis en el receptor de imagen, la DE y la RSR y comprobar si la metodología y la tolerancia propuesta en el PECCR son adecuadas para realizar la verificación del correcto funcionamiento del CAE en CR.

### Material y métodos

Para verificar el adecuado ajuste del CAE en un sistema CR y la correcta compensación con la tensión aplicada, se han tomado imágenes para un maniquí de 14 cm de PMMA a diferentes kVp (entre 50 y 130) con la cámara central. Se han anotado los mAs y el índice de exposición dado por el sistema (IE) de las imágenes procesadas en las condiciones de calibración del sistema. Después, estas imágenes se han convertido a imágenes preprocesadas (Raw data) para obtener en ellas la RSR (en una ROI de 10 cm x 10 cm centrada en la imagen). Para ese rango de kVp se ha medido el rendimiento del equipo en la posición ocupada por el receptor de imagen, con los 14 cm de PMMA y en la misma geometría usada en la obtención de las imágenes. Se ha obtenido la dosis que llega al receptor en cada imagen usando los rendimientos medidos y los mAs dados por el equipo. La DE para cada imagen se ha obtenido a través de los IE obtenidos aplicándoles la correspondiente ecuación que define la calibración del indicador de dosis del detector. Para el cálculo de las desviaciones se ha tomado como referencia la imagen obtenida con 80 kVp. También se han tomado imágenes, para los diferentes kVp, con dosis inferiores y superiores a las dadas por el CAE para cuantificar el efecto del aumento en la DE y en la RSR. El equipo de RX usado ha sido un Philips con generador Optimus 65, tubo SRO 33/100 y con una mesa Diagnost 90. El equipo es controlado según el PECCR y mantiene sus parámetros dentro de tolerancias. El sistema de CR ha sido Fujifilm FCR XG-1, también sometido a control de calidad y encontrándose bien calibrado y ajustado. Se ha usado únicamente un receptor de imagen (chasis e IP nuevo). El equipo usado para hacer las medidas de rendimiento ha sido un electrómetro RTI Barracuda con un detector R100B calibrado para esas calidades de haz.

### Resultados y discusión

El equipo de RX está ajustado de manera que las desviaciones de la DE respecto de la obtenida a 80 kVp son inferiores al 9% y las correspondientes desviaciones de la RSR son inferiores la 3,5%. Este equipo cumpliría perfectamente con los criterios establecidos en el nuevo PECCR.

Las desviaciones correspondientes de las dosis reales que llegan al receptor de imagen presentan un valor máximo del 16% a 50 kVp, un 4% para 60 kVp y para el resto la desviación es inferior al 3%. La respuesta de los sistemas CR hace que a kVp bajos se necesite mas dosis en el receptor para obtener la misma RSR que a kVp medios y altos. Este hecho queda patente en los datos obtenidos a 50 y 60 kVp. A 50 kVp, el receptor recibe un 16% mas de dosis mientras que la RSR es un 3% inferior. A 60 kVp, el receptor recibe un 4% mas de dosis mientras que la RSR es prácticamente la misma. Del análisis de las imágenes obtenidas con dosis inferiores y superiores a las dadas por el CAE se deduce que un aumento de un 5% en la dosis que llega al receptor se traduce en un aumento entre el 4 y el 6% en la DE (5,3% de promedio) y de un aumento entre el 1,6 y el 2,1% (1,9% de promedio) en la RSR, para todo el rango de kVp. Indefectiblemente, la DE aumenta linealmente con la Dosis que llega al receptor ( $r^2=0,9995$ ) y la RSR aumenta de forma casi lineal ( $r^2=0,98$ ).

### Conclusiones

El criterio de report 116 de AAPM se puede aplicar también a la Radiografía Computarizada y la metodología y la tolerancia propuesta en el PECCR parecen adecuadas para realizar la verificación del correcto funcionamiento del CAE en CR. En el sistema de Fuji, un aumento de un 5% en la dosis que llega al receptor se traduce en un aumento del 5,3% de promedio en la DE y de un aumento del 1,9% de promedio en la RSR, para todo el rango de kVp.

## Procedimiento para la medida estandarizada de la Eficiencia Cuántica de Detección en un mamógrafo digital

RODRÍGUEZ MARTÍN, G.<sup>1,\*</sup>, GARCÍA CASTAÑÓN, P.<sup>1</sup>, BERMÚDEZ LUNA, R.<sup>1</sup>, FERNÁNDEZ BEDOYA, V.<sup>1</sup>, ESPAÑA LÓPEZ, M.L.<sup>1</sup>, MIQUÉLEZ ALONSO, S.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital Universitario de La Princesa. Instituto de Investigación Sanitaria Princesa.

<sup>2</sup> Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica. Hospital de Navarra.

\* Correspondencia – C-e: gabriel.rodriguez@salud.madrid.org

**Palabras clave:** DQE, mamografía digital, IEC 62220-1-2, calidad de imagen, panel plano.

### Introducción

La eficiencia cuántica de detección (DQE) es el parámetro físico más relevante para la evaluación de la calidad de imagen de un detector porque combina tanto los efectos del ruido como los de la resolución espacial y el contraste. Se ha demostrado que su determinación es muy dependiente del método utilizado, por lo que mientras no existía un protocolo unificado de medida, los resultados obtenidos no eran comparables ni reproducibles.

La necesidad de unificar el procedimiento de cálculo de la DQE llevó a la Comisión Electrotécnica Internacional (CEI) a publicar una Norma a nivel global en la que estandariza su medida para poder evaluar la calidad de imagen en sistemas mamográficos digitales.

El objetivo de este trabajo es elaborar una guía sencilla para la determinación de la DQE, de acuerdo con la normativa CEI, en aquellos mamógrafos que posean detectores de panel plano, y destacar las principales dificultades que pueden encontrarse en el proceso de dicha medición estandarizada.

### Material y métodos

El detector analizado es de tipo panel plano de conversión directa (aSe), marca Anrad, instalado en un mamógrafo Siemens Mammomat Inspiration.

El método de medida y cálculo de la DQE es el especificado en la Norma Internacional IEC 62220-1-2 para el que se debe determinar los siguientes parámetros:

1. Relación señal-ruido a la entrada del detector; valor tabulado en la Norma para la calidad de radiación establecida RQA-M 2 (combinación ánodo/filtro Mo/Mo y 28 kVp)
2. Kerma en aire a la entrada del detector, medido con un equipo MPD-Barracuda (RTI Electronics AB)
3. Espectro de potencia del ruido normalizado (NNPS), y
4. Función de transferencia de modulación (MTF), para cuya determinación se ha utilizado una placa de acero inoxidable de tipo 304 angulada entre 1,5° y 3°.

Para el cómputo de los datos obtenidos en las imágenes se han usado tres programas informáticos diferentes: ImageJ con el plugin “DQE panel v7”, MiQuaELa y un código escrito en Mathcad elaborado según los dictámenes de la Norma CEI.

### Resultados y discusión

El procedimiento a modo de guía que se propone en este trabajo para la medida estandarizada de la DQE se ha dividido en cuatro categorías: requisitos previos, obtención de imágenes brutas, linealización de las imágenes y procesamiento de datos.

Los requisitos previos que hay que satisfacer hacen referencia a las condiciones de operación, al equipo de rayos X, a la calidad del haz de radiación, al objeto de test utilizado para la determinación de la MTF y efectos de remanencia, a la disposición geométrica, y a las condiciones de irradiación. Dentro de esta categoría es reseñable la dificultad encontrada para lograr la calidad del haz y las condiciones geométricas establecidas en la Norma.

La obtención de las imágenes brutas se ha realizado en condiciones clínicas, y la linealización de las imágenes se ha llevado a cabo mediante la determinación previa de la función respuesta del detector tal y como establece la Norma.

El valor de la DQE obtenido mediante el método descrito en este trabajo y calculado con el código desarrollado en Mathcad, se expresa en el formato determinado por la Norma:

Kerma en aire a la entrada del detector: 134 $\mu$ Gy												
frecuencia ( $\text{mm}^{-1}$ )	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5	3.0	3.5	4.0	4.5	5.0	5.5	frec. Nyquist
DQE eje x	0.286	0.344	0.363	0.357	0.310	0.269	0.283	0.238	0.198	0.176	0.155	0.199
DQE eje y	0.341	0.421	0.397	0.333	0.324	0.285	0.248	0.194	0.198	0.155	0.134	0.137

### Conclusiones

La DQE es un valor que depende fuertemente de las condiciones de medida, por lo que hay que extremar las precauciones para obtener un resultado que pueda considerarse reproducible y comparable. El procedimiento propuesto en este trabajo facilita al especialista en Radiofísica el cumplimiento de los requisitos establecidos en la Norma CEI, de manera que pueda incorporar fácilmente la determinación de la DQE a los controles de calidad rutinarios de los mamógrafos digitales, garantizando la reproducibilidad de los valores.

Los resultados obtenidos en la valoración de los códigos informáticos muestran la bondad de los mismos para el cálculo de la DQE, lo que posibilita la utilización de aquéllos de libre acceso (plugin DQE panel-v7 y/o MiQuaELa) para la determinación de este parámetro.

## **Integración del sistema de gestión de tratamientos en radioterapia con el sistema de información hospitalario mediante el estándar HL7**

---

COLLADO CHAMORRO, P., SÁNCHEZ FUENTES, M., SANZ FREIRE, C.J.\*, VÁZQUEZ GALIÑANES, A., DÍAZ PASCUAL, V., GÓMEZ AMEZ, J., TOMEY MONTESINOS, A., OSSOLA LENTATI, G.A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Logroño.

\* Correspondencia – C-e: csanz@riojasalud.es

**Palabras clave:** HL7, integración, sistemas de información, gestión de tratamientos.

### **Introducción**

En un sistema de radioterapia moderno, se hace necesario utilizar sistemas informáticos para poder gestionar a los pacientes y las distintas fases de tratamiento realizadas.

Así mismo el propio centro hospitalario también dispone de sistemas informatizados de gestión de pacientes e información clínica perteneciente a los mismos.

Estas dos plataformas suelen, y conviene que estén separadas, puesto que los datos almacenados en los sistemas de radioterapia son críticos.

Por otra parte se hace necesario que ambos sistemas puedan compartir información.

Una forma segura de conseguir esto es mediante sistemas de paso de mensajes entre ambas plataformas, como el que define el estándar HL7, el cual ha sido implementado recientemente en nuestro centro.

Dicha implementación ha sido responsabilidad del Radiofísico Hospitalario, quien ha coordinado a otras categorías profesionales como son el personal informático del propio centro, el personal informático de la empresa suministradora, así como al personal administrativo.

### **Material y métodos**

Se emplearon los siguientes sistemas informáticos:

- Sistema de información hospitalario Selene 53.
- Sistema de gestión y planificación en radioterapia Varian Aria versión 8.9.
- Sistema de paso de mensajes basado en HL7.
- Entorno de prueba basado en un servidor virtual, en el cual ha sido instalada una versión del sistema Aria sobre el que se realizaron las pruebas.

El proceso de integración fué dividido en las siguientes etapas:

Evaluación de los requisitos de seguridad necesarios para el sistema de radioterapia.

Definición del conjunto de datos a compartir por ambos sistemas, así como la dirección en la que se realiza el tráfico de información.

Creación de pacientes de prueba en el sistema de gestión hospitalario.

Modificación de los datos administrativos de dichos pacientes.

Evaluación de los resultados y comunicación de los mismos al equipo informático del hospital, así como al equipo responsable de la implementación del sistema HL7.

Coordinación con ambos equipos para la solución de los problemas surgidos durante dicho proceso de evaluación.

### **Resultados y discusión**

El sistema mantiene la seguridad de los datos existentes en el sistema de radioterapia, puesto que no existe un acceso a los mismos desde otros sistemas informáticos del hospital. Esto es así puesto que es posible definir cuales son los datos a transferir entre ambos sistemas, y cual es la dirección en la que se transfieren dichos datos.

En nuestro departamento únicamente se ha permitido la transferencia de los datos administrativos y demográficos del paciente, y únicamente en la dirección del sistema de gestión hospitalario al sistema de gestión y planificación de radioterapia.

Por tanto se dispone de un sistema capaz de transferir información entre el sistema informático del hospital y el sistema de gestión y planificación de radioterapia. Esta transferencia se realiza de forma automática, segura para la información crítica de radioterapia, y en principio de forma transparente para el usuario.

### **Conclusiones**

Se dispone de un sistema automático para transferir información de forma segura entre el sistema informático hospitalario y el sistema de gestión y planificación de radioterapia.

Para conseguir dicha integración es necesaria la coordinación entre distintas categorías profesionales dentro y fuera del centro. Así mismo es necesario realizar un seguimiento exhaustivo del sistema durante y después de la fase de implementación. Siendo la fase posterior a la implementación la más crítica, puesto que los errores que surgen durante dicha fase pueden ralentizar.



## **Sistema automatizado para la revisión de hojas de tratamiento en radioterapia**

COLLADO CHAMORRO, P., SANZ FREIRE, C.J.\* , VÁZQUEZ GALIÑANES, A., DÍAZ PASCUAL, V., GÓMEZ AMEZ, J., MARTÍNEZ SÁNCHEZ, S., OSSOLA LENTATI, G.A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Logroño.

\* Correspondencia – C-e: csanz@rioajasalud.es

**Palabras clave:** hoja de tratamiento, verificación, sistemas de información.

### **Introducción**

En muchos servicios de radioterapia modernos comienza a implementarse la hoja de tratamiento en formato electrónico. En el anexo III del Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en Radioterapia, se indica la obligatoriedad de realizar una revisión semanal de dichas hojas. Por otra parte la revisión de dicha hoja sigue haciéndose, en muchos casos, de forma manual. Ya que la información contenida en ella se encuentra en formato electrónico, sería posible hacer la revisión de algunos parámetros de tratamiento de forma automatizada. En nuestro servicio se ha desarrollado un sistema de informes automatizados, que chequean los siguientes parámetros: tratamientos finalizados correctamente, número de sesiones administradas y dosis acumulada. Así mismo se verifican tratamientos en unidad distinta a la asignada, y sobre-escritura de los parámetros de mesa.

### **Material y métodos**

Para desarrollar dicho sistema de verificación se ha empleado el siguiente software:

- Aria versión 8.9.
- Sybase versión 12.05.
- Infomaker versión 10.5.

Para diseñar dichos informes, primeramente se identificaron, en la base de datos, las tablas que contienen los campos correspondientes a los parámetros que se desean verificar. Posteriormente fue necesario buscar las relaciones entre dichas tablas con parámetros que permitan identificar a los pacientes, así como a las sesiones de tratamiento. Finalmente se diseñó un procedimiento de búsqueda capaz de recopilar y comparar los datos correspondientes a los parámetros de tratamiento que se desean verificar.

Los procedimientos de búsqueda han sido programados en el lenguaje de consulta a bases de datos SQL.

El formato de informe se ha diseñado empleando Infomaker.

### **Resultados y discusión**

El sistema permite realizar tres tipos de informes, partiendo de la base de un intervalo de fechas dado:

Tratamientos finalizados, en ambas máquinas de tratamiento.

Verificación del número de sesiones tratadas y dosis acumulada.

Informe de parámetros de máquina sobrescritos, como pueden ser la unidad de tratamiento y coordenadas de la mesa de tratamiento.

Con este sistema se consigue reducir de forma importante el tiempo dedicado a la revisión de hojas de tratamiento, ya que el sistema indica sobre dichos informes cualquier tipo de discrepancia entre los parámetros a chequear con los valores que deberían corresponderles.

### **Conclusiones**

Se dispone de un sistema automatizado de revisión de hojas de tratamiento. Se reduce, por tanto, el tiempo de revisión, con lo cual se consiguen optimizar recursos humanos. Dichos recursos pueden ser dedicados a tareas menos mecánicas. De esta forma se consigue asimismo reducir posibles errores humanos en el proceso de revisión.

## Estudio de la distribución de máximos y mínimos en múltiples imágenes secuenciales de uniformidad

LLÁCER MARTOS, S. \*, PUCHAL AÑÉ, R.

Hospital Universitari Bellvitge. L'Hospitalet del Llobregat.

\* Correspondencia – C-e: serllaces@gmail.com

**Palabras clave:** uniformidad, distribución aleatoria, distribución agregada.

### Introducción

Para caracterizar la uniformidad extrínseca de una gammacámara se utiliza el coeficiente de uniformidad integral que se calcula con el valor de dos píxeles, el máximo y el mínimo, de una sola adquisición de una fuente plana y uniforme. Este método no tiene en cuenta el hecho de que si una gammacámara tiene una respuesta uniforme, la distribución de estos puntos debería ser aleatoria. En el presente trabajo se estudia como se distribuyen estos puntos en una sucesión de un gran número de imágenes uniformes.

### Material y métodos

Utilizamos dos gammacámaras: Philips modelo BrightView XCT y Philips modelo SKYLIGHT. Como fuente plana usamos una placa de Cobalto-57. Con cada máquina, y en diversas sesiones, se adquirieron un gran número de imágenes estáticas planares, todas ellas de un minuto de duración. Mediante Matlab analizamos cada una de estas adquisiciones para encontrar la distribución tanto de los máximos como de los mínimos, así como de los histogramas de la frecuencia de repetición de dichos puntos.

Para evaluar y cuantificar numéricamente el grado de homogeneidad de estos mapas usamos el coeficiente de dispersión, definido como el cociente entre la varianza y la media, y el parámetro k (coeficiente de agregación) de la distribución binomial negativa, que se define con la fórmula  $k = \text{media} / (\text{CD} - 1)$  donde CD es el coeficiente de dispersión. Si la media es igual a la varianza, la distribución de los máximos y mínimos sigue una distribución de Poisson, por lo que los datos se distribuyen de una manera totalmente aleatoria, y el coeficiente de dispersión es cercano a 1. Si el CD es menor que uno la distribución es regular, siguiendo una distribución normal, y si el CD es mayor que 1 el mapa de máximos y mínimos presenta una distribución agregada, donde predomina la distribución binomial negativa.

El parámetro k, que aparece en la distribución binomial negativa, se hace muy grande cuando el coeficiente de dispersión se acerca a uno siguiendo una distribución de Poisson. Cuando es positivo y su valor es relativamente pequeño la distribución espacial sigue la binomial negativa, por lo que estamos en el caso de distribución agregada, y cuando es negativo la distribución es normal, lo que indica que el ordenamiento es regular.

### Resultados y discusión

Se obtuvieron los siguientes resultados:

			Número imágenes	Coef. de Disp.	Coef. de agreg.
Brightview XCT	Máximos	Detector 1	600 - 3120	1,5 - 3,4	0,5 - 0,8
		Detector 2	600 - 3120	1,8 - 3,7	0,4 - 0,6
	Mínimos	Detector 1	600 - 3120	1,5 - 2,7	0,8 - 1
		Detector 2	600 - 3120	1,6 - 3,5	0,4 - 0,7
SKYLIGHT	Máximos	Detector 1	600 - 1260	1,2 - 1,5	1,9 - 1,6
		Detector 2	600 - 2100	1,4 - 2	1,2 - 1,2
	Mínimos	Detector 1	600 - 1260	1,3 - 1,5	1,2 - 1,3
		Detector 2	600 - 2100	1,2 - 1,5	1,7 - 2,3

Para el modelo BrightView XCT, el coeficiente de dispersión aumenta con el número de imágenes, y el coeficiente de agregación se mantiene en un rango que es menor de 1, es decir, la distribución tanto de máximos como de mínimos no se adapta a una distribución aleatoria. Es, por tanto una distribución agregada, lo que indica una falta de uniformidad de la gammacámara.

El modelo SKYLIGHT presenta un patrón distinto de la BrightView XCT. El coeficiente de agregación es mayor, mientras que el coeficiente de dispersión es inferior, incluso teniendo en cuenta el distinto rango en el número de imágenes. Por tanto, la gammacámara SKYLIGHT presenta un patrón más aleatorio que la BrightView XCT, lo que indica una mejor uniformidad.

### Conclusiones

Mediante este proceso podemos determinar el grado de homogeneidad de la distribución de máximos y mínimos y con ello saber si existen zonas más o menos sensibles en los detectores de nuestras gammacámaras, información que no se obtiene con el método tradicional de medida única.

## Seguimiento automático de la constancia de la cadena de imagen de Equipos Radiográficos mediante herramienta integrada por maniquí y software de evaluación

MAYO, P.\*, RODENAS, F., MARÍN, B., ALCARAZ, D., VERDÚ, G.

Titania Servicios Tecnológicos, SL. Valencia.

\* Correspondencia – C-e: p.mayo@titaniast.com

**Palabras clave:** maniquí radiográfico, imagen digital, evaluación automática

### Introducción

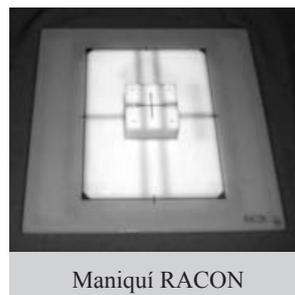
En este trabajo se presenta una herramienta innovadora a nivel nacional para el análisis automático de la constancia de la cadena de imagen de equipos radiográficos digitales, tanto de radiografía computerizada (CR) como digital directo (DR). Dicha herramienta está integrada por un maniquí geométrico (RACON) con diversas zonas de test incluidas tal como resolución, bajo contraste.etc, y un software de análisis de imagen (SoftRACON), implementado en un entorno gráfico intuitivo para el usuario, que permite generar informes sobre el estado del equipamiento. Dicho software lleva incorporada una base de datos adaptada a las necesidades de hospitales y clínicas con distintos tipos de equipos, donde la gestión de la información es clave para realizar consultas a lo largo del tiempo.

### Material y métodos

El maniquí radiográfico desarrollado RACON contiene diferentes objetos de test (alta resolución, bajo contraste, zona homogeneidad para rejilla y geometría) que permiten chequear tanto la constancia de la calidad de imagen como realizar verificaciones geométricas del sistema de rayos X (concordancia, centrado, perpendicularidad y homogeneidad de la imagen), siguiendo normativa nacional e internacional (RD1976/1999, IEC-61223-2..). El software está basado en diferentes técnicas de procesamiento digital de imagen, tales como filtrado para reducir el ruido, detectores de borde para extraer características geométricas, umbralizado para detección de puntos origen y operadores morfológicos para detectar la forma de cada objeto de test. Dicho programa permite obtener parámetros indicadores de calidad de imagen tales como curva contraste-detalle y el índice de calidad de imagen (IQF), producida por el equipo radiográfico digital, de forma adaptada aumentando la objetividad del proceso de evaluación de la cadena de imagen.

### Resultados y discusión

Esta herramienta ha sido testeada por diversos hospitales de referencia, lo que ha permitido que esté adaptada de forma lo más flexible posible a las necesidades de un entorno hospitalario. Para ello en cada centro se incorporó en su rutina normal de operación, obteniendo varias imágenes en formato DICOM en distintas condiciones de exposición en tensión (kV), corriente (mA) y tiempo (s), para evaluar los cambios producidos en la constancia de la cadena de imagen. Para cada equipo se ha estudiado la evolución temporal de la constancia de imagen, comparando dicha imagen con la imagen de referencia de cada equipo a modo de control de calidad del equipo radiográfico.



Maniquí RACON



Programa SoftRACON

### Conclusiones

El maniquí desarrollado RACON es útil para evaluar la constancia de la cadena de imagen en equipos de distinta tecnología digital tales como los equipos de radiografía computerizada indirecta o de fósforo (CR) y digital directa o de sensor (DR). La evaluación de la imagen mediante el programa automático añade flexibilidad y rapidez a este análisis frente a los métodos convencionales.

Mediante comparación de los valores obtenidos con los valores mínimos de aceptabilidad según normas recomendadas nacionales e internacionales, esta herramienta conjunta (maniquí RACON y software de análisis de imagen) permite realizar una evaluación objetiva de la calidad de imagen en equipos de radiografía digital frente a evaluaciones visuales de la misma.

## Estudio de la viabilidad del uso de Microsoft Kinect® en aplicaciones para radioterapia

MARQUÉS FRAGUELA, E. \*, SUERO RODRIGO, M.A.  
Hospital Virgen del Puerto. Plasencia.

\* Correspondencia – C-e: dreifus05@gmail.com

**Palabras clave:** reconstrucción 3D, luz estructurada, posicionamiento del paciente, Microsoft Kinect®.

### Introducción

En este trabajo, se estudia la posibilidad de utilizar Kinect para Xbox 360® desarrollado por Microsoft® para ayudar en el posicionamiento de pacientes en radioterapia. Se considera que Kinect® sería apropiado para esta finalidad si pudiese filmar objetos en 3D cubriendo al menos el volumen ocupado por una persona y tener una exactitud suficiente en la determinación de distancias.

### Material y métodos

El dispositivo cuenta con una cámara en color, parecida a una cámara web, y un sensor de profundidad. Las cámaras obtienen 30 imágenes/s lo que es suficiente para aplicaciones en tiempo real. La resolución de las cámaras es de 640x480. El sensor de profundidad está formado además de la cámara por un proyector de infrarrojos. El proyector consta de un láser y una red de difracción construida a partir de un holograma. Llena la escena con luz estructurada que es recogida por la cámara. Esto permite determinar la profundidad a la que se encuentran los objetos y con ello completar la información que aporta la cámara de color para poder reconstruir en 3D.

Para conectar Kinect® a un PC con Ubuntu 10.04, se usan los controladores y las librerías desarrolladas por el español Hector Martín llamadas libfreenect. Para realizar la calibración de las cámaras de color y de profundidad, visualizar y grabar imágenes 3D en formato ply (Polygon File Format) obtenidas con Kinect® se usa el software libre proporcionado por el postdoc Nicolas Burrus del RoboticsLab de la Universidad Carlos III de Madrid. Las imágenes 3D en formato ply se visualizan después con la herramienta Meshlab que también permite entre otras cosas cambiar el punto de vista y medir distancias.

Para comprobar la viabilidad de Kinect®, se toma una imagen 3D a 2 m de distancia de un paralelepípedo, la propia caja del dispositivo, se determina la altura, la anchura y la profundidad y se comparan con los valores nominales.

### Resultados y discusión

**Tabla I** – Dimensiones de la caja medidas con Kinect

	Valor Nominal (cm)	Valor Medido (cm)
Altura	37,5	37,2
Anchura	15,0	14,8
Profundidad	12,0	11,8

En la Tabla adjunta, se recogen los valores nominales y medidos con Kinect, a una distancia de aproximadamente 2 m, de las dimensiones de la caja en la que se distribuye el dispositivo bajo estudio.

La máxima diferencia entre los valores nominales y medidos es de 3 mm. Las especificaciones técnicas del fabricante para la resolución espacial son 3 mm para la dirección x/y y 1 cm para la dirección z.

El rango del sensor de profundidad es de 1,2 a 3,5 m y el campo de visión horizontal y vertical son 57° y 43° respectivamente. Esto unido a que el sensor está motorizado y que se puede inclinar  $\pm 27^\circ$  hace que no exista ningún problema para cubrir el volumen ocupado por una persona, como era de esperar al tratarse de un dispositivo diseñado para seguir los movimientos corporales. Se ha comprobado este hecho en las imágenes tomadas.

### Conclusiones

Se concluye que Kinect® permite obtener imágenes 3D de objetos a una distancia suficiente como para cubrir el volumen de un paciente y con una exactitud en la determinación de distancias que permite pensar en aplicaciones de este dispositivo en radioterapia. A pesar de que la resolución espacial en la dirección z (1 cm) no parece muy buena comparada con la de las otras dos direcciones del espacio (3 mm), los resultados obtenidos unidos al hecho de que se pueden localizar tantos puntos como se quiera con la citada precisión, hace que se pueda ser optimista sobre el uso de este dispositivo en radioterapia. En un estudio posterior, se podría estudiar las posibilidades de Kinect® con pacientes y marcadores de colores sobre la piel.

## Evaluación automática de la detectabilidad de bajo contraste en equipos de tomografía computarizada

HERNÁNDEZ GIRÓN, I.<sup>1,2,\*</sup>, GELEIJNS, J.<sup>3</sup>, CALZADO, A.<sup>2</sup>, VELDKAMP, W.J.H.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Unitat Física Mèdica. Facultat de Medicina i Ciències de la Salut. Universitat Rovira i Virgili. Reus.

<sup>2</sup> Grupo de Física Mèdica. Departamento de Radiología. Universidad Complutense. Madrid.

<sup>3</sup> Radiology Department. Leiden University Medical Center. Leiden.

\* Correspondencia – C-e: irene.debroglie@gmail.com

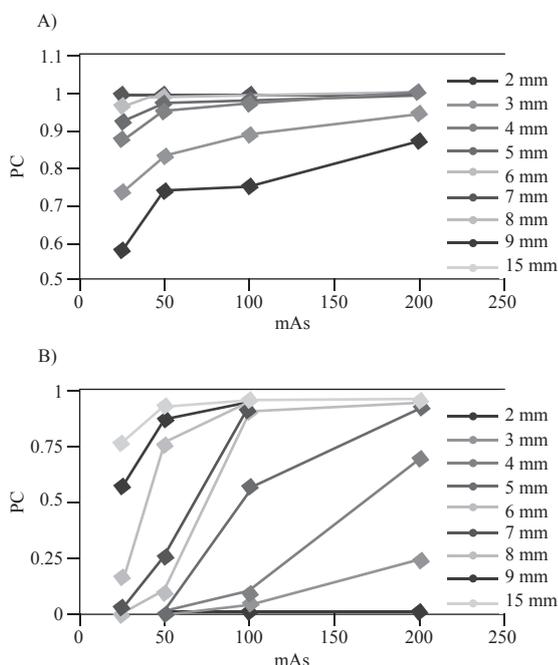
**Palabras clave:** calidad de imagen, TC, bajo contraste, dosis, modelo de observador.

### Introducción

La progresiva implantación de la tomografía computarizada (TC) como técnica radiodiagnóstica y el incremento en el número de exámenes por año ha aumentado la preocupación por las dosis de radiación implicadas en esta técnica. Se ha probado que hay una gran variabilidad en la dosis y la calidad de imagen para abordar tareas diagnósticas similares. La detectabilidad de bajo contraste es un parámetro que permite establecer valores mínimos de dosis para una tarea de detección concreta. Puede determinarse subjetivamente puntuando imágenes de maniqués con distribuciones conocidas de objetos, lo que implica generalmente que varios observadores efectúen un alto número de medidas. Como alternativa, proponemos un método estadístico objetivo con un modelo de observador para analizar la influencia de distintos parámetros de adquisición en TC sobre la detectabilidad de bajo contraste. El método puede ser útil para investigar estrategias de reducción de dosis y nuevos desarrollos en TC.

### Material y métodos

Para evaluar el funcionamiento del software se usaron imágenes del módulo de bajo contraste del maniquí Catphan 600. El programa determina automáticamente, aplicando el modelo de observador *non-prewhitening matched filter with eye filter* (NPWE), la detectabilidad en los tres grupos de objetos de bajo contraste (con 9 objetos cada uno, de diámetros entre 2-15 mm) presentes en el módulo. Se correlaciona una plantilla de la distribución de los tres grupos de objetos (contraste de 0,3, 0,5 y 1%, respectivamente) con las imágenes del Catphan adquiridas con el escáner (Aquilion 16, Toshiba) y se calcula un índice de detectabilidad,  $d'$ , que se transforma en un valor de proporción de aciertos (PC). Para decidir que objetos son visibles se ha establecido un umbral de  $PC \geq 75\%$ . Estudiamos la influencia del kVp (entre 80-135 kV) y la carga del tubo por vuelta (25-200 mAs) para un filtro de reconstrucción dado (FC 12, *soft body*), manteniendo el resto de los parámetros de adquisición constantes. En total se analizan 8 series de 76 imágenes cada una, variando bien el valor de kV o el de mAs. Así se obtiene  $d'$  como función de kV y mAs. Para validar cualitativamente los resultados, se llevó a cabo un estudio con 6 observadores humanos, que puntuaron imágenes como las analizadas con el programa indicando el número de objetos visibles para el grupo de 1% de contraste.



**Figura 1.** Proporción de aciertos (PC) en función de la carga del tubo por rotación (mAs) para los objetos estudiados del grupo de 1% de contraste obtenidos, respectivamente, por el software (A) y por el observador humano promedio (B).

### Resultados y discusión

Los resultados obtenidos con el software muestran, como se esperaba, un incremento de los valores de  $d'$  (o PC) a medida que aumentan los valores de kV y mAs. Para el grupo de contraste más alto (1%), los valores de PC superaron ampliamente el umbral de detectabilidad del 75% para todos los objetos con diámetros  $> 2$  mm. Para el grupo de 0.5% se repitió esta tendencia para diámetros  $> 3$  mm y para el de 0.3% se superó el umbral para diámetros  $> 6$  mm excepto para la serie adquirida a menor dosis (25 mAs) que mostró valores más bajos de PC. En el estudio con observadores se encontraron tendencias similares. Como muestra, en la Figura 1 se representa la proporción de aciertos (PC) en función de la carga del tubo por rotación (mAs) para el grupo de 1% de contraste. Con el software se obtienen sistemáticamente valores de PC más altos que los obtenidos por el observador humano, especialmente cuanto más pequeños son los objetos y menor la dosis.

### Conclusiones

Se ha desarrollado un método automático para estudiar la detectabilidad de bajo contraste de forma objetiva usando el modelo NPWE en combinación con imágenes del módulo de bajo contraste del maniquí Catphan. Como primer paso, se ha investigado satisfactoriamente su dependencia con los valores de kV y mAs. En el futuro, este método podría utilizarse para evaluar estrategias de reducción de dosis o nuevas aplicaciones de TC y otros modelos de observador podrán ser implementados. También podría permitir la comparación de parámetros característicos de la calidad de imagen entre diferentes escáneres de TC.

## Procedimiento de control para la sustitución del Sistema de Imagen en una Sala de Radiodiagnóstico

AGULLA OTERO, M.<sup>1,\*</sup>, GARRIDO BLÁZQUEZ, M.<sup>2</sup>, TORRES CABRERA, R.<sup>1</sup>, ANDRÉS RODRÍGUEZ, C.<sup>1</sup>, HERNANDO GONZÁLEZ, I.<sup>1</sup>, RODRÍGUEZ RECIO, F.J.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Hospital Universitario Río Hortega, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Valladolid, España.

<sup>2</sup> Complejo Asistencial de Segovia, Servicio de Radiodiagnóstico, Segovia, España.

\* Correspondencia – C-e: magulot@saludcastillayleon.es

**Palabras clave:** reconstrucción 3D, calidad de imagen, dosis a pacientes, ergonomía, radiografía computarizada, panel plano.

### Introducción

En una sala destinada a la radiología de urgencia dotada con un viejo sistema de radiografía computarizada (CR) se venía constatando una notable degradación en la calidad de imagen, por lo que se planteó la posibilidad de sustituir dicho sistema de imagen por uno basado en dos paneles planos de radiología directa y de comunicación inalámbrica con una consola autónoma. En el trabajo presente se describen los criterios y procesos empleados para valorar tal sustitución y establecer la configuración óptima del nuevo sistema de imagen digital.

### Material y métodos

Un análisis previo determinó que la solución más conveniente para mejorar la calidad de la imagen sería la de sustituir el sistema de CR por un sistema dotado con dos paneles planos inalámbricos, lo que además traería como beneficio adicional un aumento de la eficiencia de la sala y el flujo de pacientes. Con este cambio, se plantea la cuestión de cómo configurar de manera óptima el nuevo sistema, de forma que se consiga la mejora de la calidad de imagen y que, a ser posible, suponga también una oportunidad para disminuir las dosis a los pacientes. Así, se comparó la calidad de imagen sobre maniquí entre el sistema de imagen previo y el nuevo mediante un maniquí de contraste-tamaño de detalle CDRAD y un maniquí antropomórfico de tórax, observándose que el nuevo sistema permitía mejorar significativamente la calidad de imagen manteniendo las dosis o, alternativamente, obtener una considerable reducción de dosis manteniendo la calidad de imagen. La cuestión fue discutida y valorada conjuntamente por radiofísicos y radiólogos y se optó por una solución consistente en configurar el sistema de forma que se consiguiese una moderada reducción de dosis a la vez que se obtenía también una mejora en la calidad diagnóstica de las imágenes. De esta manera, se ajustó el control automático de la exposición (CAE) del equipo con arreglo a los criterios consensuados. Finalmente, para evaluar la reducción de dosis a pacientes se analizaron los datos técnicos recogidos para un número significativo de exploraciones efectuadas con el sistema de imagen previo y los recogidos tras la instalación del nuevo sistema. En cuanto a la evaluación de la mejora en la calidad de imagen clínica, se realizó una valoración por parte de los radiólogos.

### Resultados y discusión

Los primeros resultados de evaluación de la calidad de imagen sobre maniquí (CDRAD) mostraron que el nuevo sistema era más eficiente ya que, a la misma dosis, los índices de calidad eran claramente superiores. A su vez, estudiando el efecto en la modificación de la pareja de factores dosis-índice de calidad se estimó que con el nuevo sistema se obtendría una calidad de imagen similar a la del sistema previo con una dosis que sería la tercera parte de la empleada en este último. Estos resultados ponen de manifiesto la dificultad que entraña el establecimiento del punto de trabajo óptimo tras la sustitución de un sistema de imagen digital. La cuestión es un tema delicado para el cual no existe una solución definitiva, por lo que lo más conveniente es llegar a consensos provisionales y sometidos a revisión permanente, basados en la colaboración entre todos los profesionales involucrados en el proceso de la obtención de imágenes de calidad diagnóstica mediante el uso de rayos X. En el caso presente, se optó por una moderada reducción de dosis que permitía, también, un aumento de la calidad de imagen sobre maniquí. Así, se obtuvieron reducciones de dosis en aquellas exploraciones en las que se utilizó el CAE que oscilan entre un 5% y un 40%, según el tipo de exploración. Asimismo, los radiólogos valoraron la calidad de las imágenes clínicas obtenidas con el nuevo sistema favorablemente, otorgándoles una puntuación media de 4.5 (en una escala de 1 a 5, siendo 5 la mejor valoración), frente a una puntuación de 3 para las obtenidas con el anterior sistema. No obstante, no sólo se deben valorar aspectos como la calidad de imagen y la dosis a los pacientes. Hay que tener presentes también aspectos como la ergonomía y la eficiencia en el trabajo. En el caso presente se valoró por todos los profesionales implicados como positivo el cambio a un sistema de dos paneles planos inalámbricos, teniendo un impacto notable en el trabajo de los técnicos de radiología y en la funcionalidad de la sala al reducirse considerablemente los tiempos de espera respecto al sistema anterior, aumentando así su disponibilidad y rendimiento.

### Conclusiones

Se propone un procedimiento basado en una caracterización previa de los aspectos referentes a dosis y calidad de imagen de ambos sistemas, abordando el problema de las condiciones óptimas de trabajo mediante un consenso entre los distintos profesionales implicados y seguido de una evaluación del impacto del cambio de sistema en las dosis a los pacientes y en la calidad de la imagen diagnóstica, sin olvidar la valoración de aspectos igualmente importantes y decisivos como el impacto en la ergonomía y funcionalidad de la sala. Este procedimiento particular permitiría controlar el proceso de sustitución del sistema de imagen digital en una sala de radiodiagnóstico. No obstante, se hace patente la necesidad de que existan guías o criterios de consenso de tipo más amplio para establecer la configuración óptima de los sistemas de imagen digital.



## Corrección del efecto de volumen parcial en estudios PET mediante la deconvolución con la PSF del sistema

COLLADO CHAMORRO, P., HERNÁNDEZ RODRÍGUEZ, J., MONTES FUENTES, C., VÁZQUEZ GALIÑANES, A., DÍAZ PASCUAL, V., LOPO CASQUEIRO, N., GONZÁLEZ DE LA PUENTE, M., ALONSO CASARES, J., SANZ FREIRE, C.J.\*

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Logroño.

\* Correspondencia – C-e: csanz@riojasalud.es

**Palabras clave:** PET, efecto de volumen parcial, PSF, deconvolución, maniquí de esferas NEMA.

### Introducción

La capacidad de los sistemas de tomografía por emisión de positrones (PET) para determinar los valores de concentración local de un determinado radiofármaco está limitada por el denominado efecto de volumen parcial. Este efecto provoca que los valores de píxel de las imágenes obtenidas difieran de los reales y se debe a la resolución espacial finita de estos sistemas de imagen (diseño de los detectores y proceso de reconstrucción), así como al muestreo de la distribución de radiofármaco en una matriz de vóxeles que pueden contener diferentes tipos de tejidos. El proceso de formación de la imagen se puede describir mediante la convolución de la señal original con la función de dispersión de punto (PSF) del sistema. La caracterización de la PSF del sistema nos permitiría realizar una deconvolución con la imagen final formada para recuperar la imagen inicial.

El objetivo del trabajo consiste en analizar la corrección del efecto de volumen parcial al deconvolucionar un estudio del maniquí de calidad de imagen de esferas NEMA con la PSF del tomógrafo PET, obtenida a partir de la adquisición de una fuente puntual. Para ello se compararán los valores de actividad de una serie de esferas rellenas de F-18 con respecto a la actividad de fondo tanto para el estudio original como para el obtenido al deconvolucionar con la PSF.

### Material y métodos

El equipo PET/CT utilizado es un Biograph 6 (SIEMENS AG). Se realiza una adquisición de una fuente puntual de F-18 centrada en el FOV del tomógrafo PET. El estudio es reconstruido mediante el algoritmo de retroproyección filtrada y se obtienen perfiles de la fuente en las tres direcciones espaciales. Estos perfiles son ajustados a una función gaussiana para obtener su anchura a media altura (FWHM), así como su valor máximo. A partir de estos ajustes se construye una fuente gaussiana tridimensional la cual se muestrea de acuerdo con el tamaño de píxel del estudio del maniquí de calidad de imagen NEMA, esta función será la PSF de nuestro sistema.

El maniquí de calidad de imagen de esferas NEMA es rellenado con F-18, empleando una relación de concentraciones de actividad 4:1 entre las esferas calientes y el fondo. Se efectúa una adquisición de 20 minutos de duración y se reconstruye mediante un algoritmo de tipo iterativo OSEM2D sin aplicar filtro de suavizado. El tamaño de matriz de esta adquisición es de 168 x 168, siendo el tamaño de píxel de 4,07 mm.

A la adquisición anterior, se le realiza una deconvolución con la PSF del sistema empleando el *plugin* del software *ImageJ* llamado *DeconvolutionJ*. Este *plugin* permite realizar una deconvolución basada en un filtro de Wiener regularizado de conjuntos de imágenes considerándolas como volúmenes tridimensionales. Se aplicó la deconvolución del volumen de maniquí de imagen NEMA que incluye las esferas calientes, con la PSF del sistema seleccionando un valor adecuado del parámetro sigma del filtro. Mediante la selección de regiones de interés (ROI) interiores y exteriores a las esferas calientes, se determina la relación de actividades como cociente de los valores medios de píxel de ambas ROIs.

### Resultados y discusión

Los valores de FWHM obtenidos para la fuente puntual de F-18 en cada una de las tres direcciones espaciales son: 7,0 mm en dirección X, 6,8 mm en Y, 5,4 mm en Z. Para el maniquí de calidad de imagen, se seleccionan ROI interiores a cada una de las esferas calientes de F-18, en el corte central del estudio, cuya área coincida con la reflejada en las especificaciones del maniquí, obteniéndose el promedio del valor de píxel. Como valor de píxel de fondo se toma el promedio de los valores de píxel para una serie de ROI exteriores a las esferas. Se halla la relación de valor de píxel promedio de cada esfera y el fondo, y se obtiene el porcentaje que supone con respecto al valor teórico de 4 para comprobar la recuperación de contraste. Los resultados obtenidos se presentan en la siguiente Tabla:

ESTUDIO SIN DECONVOLUCIONAR

Radio esfera (mm)	Relación de actividades esfera /fondo	Porcentaje de contraste recuperado (%)	Relación de actividades esfera /fondo	Porcentaje de contraste recuperado (%)
11,0	3,21	80,35	3,38	84,51
8,5	2,83	70,84	3,33	83,30
6,5	2,40	59,93	3,03	75,66
5,0	1,69	42,14	2,08	52,11

Se observa un aumento del ruido en el estudio deconvolucionado (mayor desviación estándar de valores de píxel en las ROI seleccionadas) en comparación con el estudio original.

### Conclusiones

Los resultados obtenidos con el método de corrección del efecto de volumen parcial en PET basado en la deconvolución con la PSF del tomógrafo muestran una mejor recuperación de los valores de contraste reales, y una menor dependencia de este con el volumen de las esferas.

## Monitores de visualización de imágenes radiológicas: control de calidad y respuesta del observador

CASARES MAGAZ, O.\*, CATALÁN ACOSTA, A., HERNÁNDEZ ARMAS, O.C., GONZÁLEZ MARTÍN, A.E., HERNÁNDEZ ARMAS, J.  
 Servicio de Física Médica del Hospital Universitario de Canarias. La Laguna (Tenerife).

\* Correspondencia – C-e: oscar.casares@gmail.com

**Palabras clave:** reconstrucción monitores, imágenes radiológicas, luminancia, control de calidad.

### Introducción

La digitalización de la radiología ha supuesto el uso de imágenes digitales que se visualizan en monitores especialmente diseñados para la elaboración de diagnósticos por los radiólogos. El control de calidad de los monitores de visualización es una actividad imprescindible para aportar todos los medios precisos que permitan alcanzar el objetivo de máxima eficacia diagnóstica a partir de las imágenes radiográficas. Este trabajo se ha planteado con el objetivo de determinar el posible cambio que experimenta la respuesta de un lector humano a la calificación de una imagen de prueba en un monitor de diagnóstico radiográfico cuando la imagen se observa antes y después de realizar la calibración de dicho monitor siguiendo lo establecido en el protocolo TG18 de la AAPM. Además se ha cuantificado el cambio experimentado por el monitor como consecuencia de la calibración, mediante la medida de su respuesta en luminancia, según lo establecido en dicho protocolo.

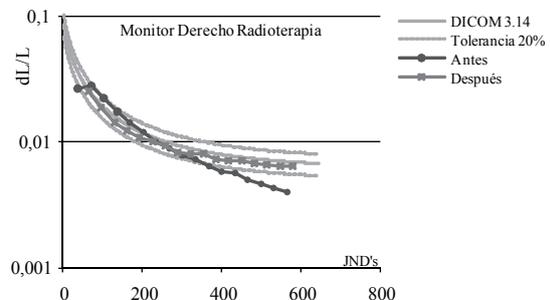
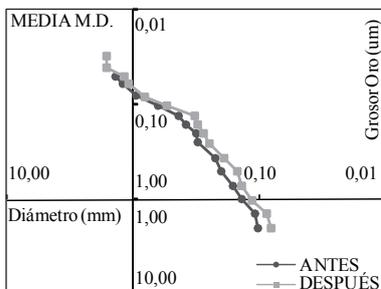
### Material y métodos

Se ha utilizado el siguiente material: luxómetro Unfors Xi, recientemente calibrado, que permite medir la luminancia de la pantalla en  $\text{cd}/\text{m}^2$ ; la imagen obtenida del maniquí CDMAM y las imágenes que forman parte del protocolo de calibración de monitores publicado por la AAPM: “Assessment of Display Performance for Medical Imaging Systems” TG18-AAPM. Para el reajuste de los monitores se ha utilizado el colorímetro X-RiteColor Monitor Optimizer (debidamente calibrado) junto con el software Medical Pro.

El método seguido ha consistido en efectuar las medidas de la luminancia de monitores del Hospital Universitario de Canarias (un total de 9 parejas) mediante la proyección en las pantallas de las 18 imágenes TG18-LN haciendo uso del luxómetro. Por otro lado se ha evaluado la respuesta de cuatro personas experimentadas en la observación de imágenes radiológicas, las cuales han valorado una imagen del maniquí CDMAM siguiendo la normativa dada por el fabricante ([www.euref.com](http://www.euref.com)). En dicha evaluación el observador tiene total libertad para usar las herramientas de manipulación de la imagen que ofrece el programa de visualización de imágenes médicas: zoom, variación del nivel de ventana, etc. Posteriormente se ha realizado un reajuste de los monitores mediante la utilización conjunta del software Medical Pro y el sensor X-RiteColor. Se realiza una nueva evaluación por los lectores humanos de la imagen obtenida del maniquí CDMAM, de la forma descrita. Asimismo, haciendo uso del luxómetro y mediante la proyección por pantalla de las 18 imágenes TG18-LN se obtienen los valores que constituyen la respuesta en luminancia de los monitores. Se trató de evitar al máximo las vibraciones del luxómetro mediante un sistema de fijación del mismo al monitor. Todos los datos anteriores se introdujeron en una hoja de cálculo elaborada expresamente para obtener las gráficas que reflejan el comportamiento de los monitores.

### Resultados y discusión

Se presentan gráficamente los resultados obtenidos en uno de los monitores objeto de valoración en el Hospital. En la Figura izquierda, en escala log-log se presentan en abscisas los diámetros de los diferentes discos de prueba que conforman el maniquí utilizado (desde 2mm a 0,06mm). En ordenadas se escalan los grosores de dichos discos (desde  $2\mu\text{m}$  a  $0,03\mu\text{m}$ ). Los puntos representados en la gráfica corresponden al valor de grosor del objeto de menor diámetro que el observador ha detectado (datos medios para los cuatro observadores). En la Figura derecha, gráfica semilogarítmica, se representan en abscisas los índices de “mínima diferencia observada” (just noticeable difference-JND) y en ordenadas la variación relativa de luminancia respecto al JND, así como la curva establecida por el protocolo DICOM 3.14 y su tolerancia. Los datos marcados con círculos azules y con cuadrados rosas corresponden a la situación anterior y posterior a la calibración, respectivamente.



### Conclusiones

La calibración realizada ha hecho que los parámetros de luminancia entren dentro de las tolerancias establecidas en el protocolo TG18.

Una vez realizada la calibración se ha observado una mejora cuantificable en la capacidad de observación de detalles de la imagen de prueba del CDMAM por los diferentes observadores.



## Proyecto de una base de datos relacional para un servicio de radioterapia

ESPOSITO, R.D.\* , PLANES MESEGUER, D., DORADO RODRÍGUEZ, M.P.

ERESA - Hospital General Universitario de Elche. Servicio de Radioterapia. Elche.

\* Correspondencia – C-e: rdanilo@eres.com

**Palabras clave:** sistema de información, base de datos, radioterapia, servidor web.

### Introducción

En un trabajo anterior nuestro (SEFM 2009) señalamos la falta de una solución comercial que permita la gestión de forma abierta y configurable de la elevada cantidad de información, de diferente origen y tipo, que se genera en un servicio de radioterapia. Además, los sistemas de gestión de la información actualmente disponibles están focalizados principalmente en el record&verify, en los datos clínicos y en mínima parte en los datos físicos. Esto resulta en un uso parcial y limitado de la información disponible. En aquel trabajo describimos la implementación de un sistema de almacenamiento centralizado basado en un servidor web de los datos generados en el curso del tratamiento de un paciente, así como de los documentos de interés general del servicio (como protocolos de tratamiento, protocolos de controles de calidad, resultados de los controles de calidad del equipamiento etc.). Nuestro objetivo es poder extraer de forma sencilla datos útiles al mejoramiento de nuestros protocolos de trabajo y poder evaluar cuantitativamente los resultados de los tratamientos. Para ello se está implementando una base de datos (BD) relacional que permita la utilización práctica de toda esta información almacenada. Como es nuestra costumbre, también para la creación de la BD, hemos utilizado software libre.

### Material y métodos

En nuestro servicio utilizamos el sistema de planificación de tratamientos Pinnacle3 (Philips) y estos se administran con 2 aceleradores lineales Clinac 2100 CD integrados en la red ARIA 8.0 (Varian). El servidor web está basado en Apache 2.2 (Apache Software Foundation) y almacena actualmente en forma de carpetas individuales para cada paciente toda la información de tratamiento (prescripción, detalles del plan, dvh, índices de conformidad, resultados de los controles de calidad de la transferencia de informaciones entre el Pinnacle y la red Aria y dosimétricos, los desplazamientos para las correcciones del posicionamiento, etc.). En el servidor está además instalado un interprete del lenguaje de scripting PHP (PHP Group) que permite la gestión del mismo servidor y la creación de páginas dinámicas.

El sistema de gestión de la BD que se ha elegido es MySQL v5 (Sun Microsystems). La interfaz de gestión utilizada para la creación y gestión de la BD es phpMyAdmin. La interrogación de la BD se realiza a través de páginas dinámicas php.

### Resultados y discusión

El primer paso en la creación de una BD es la recolección de los datos que se quieren introducir y una definición de los requerimientos funcionales (operaciones que se aplicarán a la BD, e incluyen la obtención de datos y la actualización). Entonces se procede con la caracterización de los datos y su organización esquemática. Estos dos últimos pasos resultan ser muy delicados dependiendo de ellos la redundancia de los datos, el espacio ocupado y la eficiencia de la BD.

La organización de nuestra BD está descrita en el siguiente esquema simplificado:

Datos Paciente	Patología	Toxicidad RT Específico patol: mama snc cabeza y cuello pelvis extremidades piel	Geometría irr.	Set-up Paciente
ID paciente	Localización		Haces	Posicionamiento
Datos person.	Patología		Segmentos	Inmovilización
Cronología ttp.	Objetivo clínico		UM	Tipo inmovilización
ID tto	Finalidad		Complejidad tto	Desplazamientos
Fechas etapas tto	Tipo tto	Otros tto	Dosimetría	Corrección set-up vert long lat
Médico ort	Prescripción		DVH	tipo imagen
Anamnesis	Dosis / Fracción		Conformity Index	tipo fusión
Personal	nº Fracciones		Controles de cal	aplicación mediana
Familiar	Intervalo fracc.			

La introducción de los datos en la BD se realiza de forma manual y automática. La forma manual se utiliza para aquellos datos que no se hayan anteriormente introducido en uno de nuestros sistemas (datos de toxicidad, anamnesis, resultados de controles disimétricos personalizados, set-up e inmovilización del paciente etc.) y se realiza conectándose desde un cualquier ordenador de la red hospitalaria al servidor web. La forma automática se utiliza para todos los datos que ya sean presentes en la red ARIA o en el servidor web (datos del tratamiento, dvh, correcciones del posicionamiento etc.) y se realiza a través una interfaz web específica.

### Conclusiones

La informatización en un servicio de radioterapia nos brinda la posibilidad de disponer de una enorme cantidad de datos sobre casi todas las etapas del tratamiento. Desafortunadamente todos estos datos no son fácilmente accesibles al usuario o muchas veces están almacenados en sistemas diferentes que no comunican entre ellos. Esto resulta en la imposibilidad práctica de utilizar estos datos para extraer informaciones y resultados muy valiosos. Por esta razón hemos implementado un sistema de almacenamiento central basado en un servidor web de casi toda la información que consideramos de utilidad y una BD que permita de efectuar de forma sencilla análisis, también complejas, de estos datos. Este sistema nos permite por ejemplo de analizar dvh por clases de pacientes y relacionarlos con los datos de la toxicidad o estudiar un sistema de inmovilización basándonos sobre los resultados de las correcciones al posicionamiento. Nuestro objetivo sería poder ampliar el uso de la BD también fuera de nuestro servicio.

## Tomografía de Haz Cónico de Megavoltaje con Micromultilaminas: estudio en maniquí de la aplicabilidad del sistema en radiocirugía

---

MARTÍNEZ SÁNCHEZ, J.M., CRISPÍN CONTRERAS, V.\*, PASTOR SANCHIS, V., DE LOS DOLORES ALEMANI, V., GIMENO OLMOS, J., GONZALE PEREZ, V., GUARDINO DE LA FLOR, C.

Fundación Instituto Valenciano de Oncología. Valencia.

\* Correspondencia – C-e: [vcrispin@fivo.org](mailto:vcrispin@fivo.org)

**Palabras clave:** IGRT, radiocirugía, MVCB.

### Introducción

La posibilidad de fijar el isocentro de un acelerador lineal de electrones en una imagen tridimensional del paciente tomada con el propio haz de tratamiento resulta un hecho esencial en el tratamiento oncológico radioterápico. Cuando el tratamiento considerado es radioquirúrgico esta posibilidad adquiere mayor relevancia si cabe. Actualmente esta tecnología no está plenamente desarrollada, ni disponible para uso clínico en todas sus vertientes para el caso de radiocirugía. El objetivo de este trabajo es obtener los primeros resultados con tomografía de haz cónico de megavoltaje (MVCB) a través de un micromultilaminas aplicado sobre el acelerador lineal. Se estudian todas las vertientes del sistema en su potencial uso clínico en radiocirugía, asimismo se explotan todas las posibilidades del sistema como elemento de aseguramiento de la calidad del acelerador lineal y del tratamiento.

### Material y métodos

El sistema de MV-CBCT empleado se denomina MVision™ del fabricante Siemens Oncology Care Systems, Concord CA, en modo investigación, que utiliza el haz de tratamiento propiamente dicho y el EPID del acelerador lineal Oncor Impression Plus Expression Avangard. El colimador micromultilaminas utilizado ha sido el m3 del fabricante Brainlab. Para la confección de las imágenes tridimensionales se ha contado con la colaboración de la Universidad de Ohio que ha proporcionado el software adecuado para su obtención. Para conocer la exactitud intrínseca del sistema se debe diseñar un proceso cuya única incertidumbre sea la debida exclusivamente al sistema en estudio, eliminando toda incertidumbre ajena al sistema. Se ha utilizado un maniquí antropomórfico tipo Rando y un espacio estereotáctico. Se han diseñado y fabricado maniquís para el proceso de control y análisis cuantitativo del sistema. Para la gestión de las imágenes volumétricas se ha dispuesto de software para investigación cedido por Oncology Care Systems, Concord CA. El conjunto constituye una herramienta básica que incluye métodos similares al test de Winston-Lutz. Se ha desarrollado software casero de análisis estereotáctico para el estudio de todo el sistema.

### Resultados y discusión

Se han obtenido imágenes que conforman un espacio cilíndrico cuyo diámetro en la base es de 98 mm. y su altura de 100 mm. Estas imágenes tomadas axialmente, tienen parámetros de calidad similares a las que se obtienen con tamaños de exploración de 274x274 mm<sup>2</sup> (tamaño habitual), en cuanto a ruido, resolución espacial y resolución de bajo contraste se refiere. Se ha medido la distribución de dosis absorbida que recibiría el paciente al verse sometido a este tipo de exploración. Se ha considerado dicha dosis en función de la distancia entre paciente y micromultilaminas, obteniéndose que el resultado es aceptable.

Se ha considerado el registro de imágenes entre planificación y tratamiento resultando adecuado cuando en la imagen aparecen estructuras de alta densidad tales como estructuras óseas. Se propone una metodología de análisis. También se ha utilizado el sistema como una herramienta que puede sustituir al test de Winston-Lutz, obteniéndose resultados satisfactorios.

### Conclusiones

La utilización de radioterapia guiada por la imagen basada en tomografía de haz cónico de megavoltaje en un acelerador provisto con un accesorio micromultilaminas para radiocirugía es una herramienta a considerar en el tratamiento radioquirúrgico y en el programa de aseguramiento de calidad del equipo.



## Seguridad en la inserción de los datos del planificador en el sistema de registro y verificación y en la historia clínica

CÁMARA, A., MARTÍNEZ, D., MELCHOR, M., CANDELA, F.\*, ASENSIO, M., GIL, S., BORREDÁ, V.

Hospital Universitario de La Ribera. Alzira.

\* Correspondencia – C-e: fcandela@hospital-ribera.com

**Palabras clave:** planificación, registro y verificación, inserción, historia electrónica.

### Introducción

Un proceso crítico del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica es la gestión de los datos resultantes de la planificación de los tratamientos de Oncología Radioterápica, incluyendo tanto su inserción en el sistema de registro y verificación del acelerador lineal (datos con los que posteriormente se tratará a los pacientes) como su registro final en la historia clínica.

Debido a la evolución de las técnicas de tratamiento, y a que estas son cada vez más complejas, con mayor número de campos y menores márgenes sobre los volúmenes blanco, se genera un mayor volumen de información que dificulta su gestión y revisión de un modo manual.

Para poder gestionar y conservar de modo eficiente y fiable este cada vez mayor volumen de datos se han implementado en el planificador tres scripts que permiten verificar que los parámetros críticos están correctamente en la planificación, adaptar los datos al proceso de inserción, y exportarlos a los sistemas de registro y verificación (R&V) y de imagen portal (Portal Vision).

### Material y métodos

Planificador Pinnacle 8.0m, sistema operativo Unix, Microsoft Excel, ps2pdf, Oncentra Record (VISIR), Electronic Patient Folder (EPF).

En Radiofísica se han desarrollado tres scripts para la gestión automática de datos de planificación. Estos scripts se ejecutan sólo después de que el Radiofísico haya ejecutado otro script, que bloquea en el planificador los archivos relativos a la planificación, de modo que no puedan ser ya modificados, antes de enviarla para su aprobación al médico [1]. Estos tres scripts llevan a cabo las tareas siguientes:

- El primero se encarga de comprobar la correcta nomenclatura de los campos (ángulo de gantry y giro de mesa), que todos ellos están calculados para el mismo acelerador, que no llevan bloques y tienen peso no nulo, y que están introducidos todos los datos del paciente.
- El segundo script se encarga de generar archivos con los datos del histograma necesarios para que una hoja Excel (elaborada en el Servicio) nos permita, no sólo reproducir las curvas, sino interactuar con ellas de modo similar a como se hace en el planificador (visualizando los porcentajes de cada volumen de interés cubiertos por el valor de dosis introducido en determinada casilla). Genera asimismo un reporte en pdf con las curvas de isodosis de cada corte del CT y crea las series de verificación y centraje necesarias para la puesta en tratamiento del paciente, así como las imágenes portales (RDRs) de todos los campos de tratamiento. Por último, todos estos documentos los anexa a la historia electrónica del paciente.
- Las rutinas de inserción las ejecuta el tercer script, enviando tanto al sistema de R&V como al Portal Vision los datos e imágenes del tratamiento y de las series de verificación asociadas, y discriminando (en función de su nombre) si un volumen debe aparecer o no en las RDRs del Portal Vision (para ser utilizado como volumen de referencia en la comprobación del posicionamiento del paciente).

### Resultados y discusión

Después de alrededor de un año de uso y mejoras se ha conseguido bajar a unos 10 minutos la duración de la parte de la inserción correspondiente a Pinnacle, reduciéndose en la mayoría de los casos la interacción del operador con el planificador en este proceso a menos de 10 clics de ratón.

### Conclusiones

Han disminuido los errores y los tiempos de inserción, y ha aumentado la uniformidad de los datos guardados. Asimismo, la tarea de los técnicos requiere de menos actuación, pasando a ser su trabajo mayoritariamente de control y vigilancia, aumentando la seguridad global del proceso de planificación e inserción.

### Referencia

- [1] Melchor, M., Martínez, D., Candela, F., Soler, M., Cámara, A. (Diciembre, 2009). "Routine for constancy of data exported from the treatment planning system (TPS) to the linac record and verify (R&V)". *International Conference on Modern Radiotherapy: Advances and Challenges in Radiation Protection of Patients*. Versailles, Francia, 2-4.

## Intercomparación entre cuatro diferentes sistemas de radiología computarizada

FURQUIM, T.A.C. \*, LEITE, M.A., FATTORI, A.F., CAPELETI, F.F., MELO, C.S., ALMEIDA, D.F., NERISSIAN, D.Y.

Instituto de Eletrotécnica e Energia da Universidade de São Paulo. São Paulo.

\* Correspondencia – C-e: tfurquim@iee.usp.br

**Palabras clave:** control de calidad, radiología computarizada, calidad de imagen, dosis a paciente.

### Introducción

En Brasil, la introducción de la radiografía computarizada (CR –computerized radiology) creció considerablemente en los últimos años, convirtiéndose en un método de obtención de imagen digital muy común en los servicios de radiodiagnóstico. Esta modalidad utiliza una placa de fósforo fotoestimable (*imaging plate – IP*) y un sistema de lectura para producir la imagen digital. Así, después de la instalación y antes del uso clínico, los dispositivos de CR deben ser evaluados para verificar la correcta ejecución. El objetivo de este estudio fue aplicar las pruebas de aceptación en cuatro sistemas CR diferentes y comparar sus resultados de conformidad con los procedimientos prescritos en el Informe de AAPM Report nº 93<sup>‡</sup>. Otro objetivo fue cuantificar la calibración que ellos son instalados.

### Material y métodos

Se evaluarán los sistemas CR de marcas Fuji, Philips, Agfa e Kodak, en cuatro hospitales diferentes, utilizando los parámetros de pre y post procesamiento de imagen basados en procedimientos prescritos en AAPM Report nº 93.

La marca Philips, aunque no figure en el documento, se evaluó utilizando los mismos criterios de Fuji, en un estudio de viabilidad. Los parámetros evaluados en estos sistemas fueron: ruido, uniformidad de respuesta, calibración del indicador de la exposición, linealidad de respuesta, función del haz de láser, límite de resolución espacial, resolución de bajo contraste, precisión espacial, la supresión de eficiencia de la placa de imagen, evaluación de “*aliasing*”. Se utilizó la cámara de ionización (6 cm<sup>3</sup>, Radcal Corporation) para el control de las irradiaciones realizadas en las placas de imagen para cada prueba, la adopción de los parámetros técnicos que proporcionan la exposición requerida. Los equipos radiológicos utilizados tenían sus parámetros de calidad ajustados.

### Resultados y discusión

Los resultados de las pruebas han mostrado que los cuatro sistemas no presentaron resultado satisfactorios, una vez que no respondieran adecuadamente a la conformidad de los parámetros evaluados (Tabla 1).

**Tabla 1** – Resultados de conformidad con relación a tolerância de AAPM Report nº 93 obtenidos en las pruebas de calidad de cuatro sistemas CR en hospitales diferentes.

	Agfa	Philips PCR	Kodak	Fuji
Ruido en IP no irradiado	conforme	conforme	no conforme	conforme
Uniformidad en IP	no conforme	no conforme	no conforme	no conforme
Calibración del indicador de exposición	conforme	no conforme	conforme	no conforme
Linealidad de respuesta	no conforme	no conforme	no conforme	no conforme
Función del haz láser	conforme	conforme	conforme	conforme
Uniformidad y límite de resolución espacial	no conforme	no conforme	no conforme	no conforme
Sensibilidad en bajo contraste	no conforme	no conforme	no conforme	--
Precisión espacial	conforme	conforme	no conforme	conforme
Supresión de eficiencia de IP	no conforme	no conforme	no conforme	conforme
Evaluación de “ <i>aliasing</i> ”	conforme	conforme	no conforme	conforme
Taja de transferencia	no conforme	--	conforme	no conforme

Sin embargo para la prueba calibración del indicador de la exposición los sistemas Fuji y Philips no fueron calibrados, presentando grande dispersión del recomendado. Los otros demostraron conformidad.

Lo sistema Kodak no tenía cualquier control de calidad, una vez que no fuera calibrado para iniciar los exámenes.

### Conclusiones

La evaluación de cuatro sistemas CR mostró que no hay cualquier tipo de calibración para empezar exámenes clínicos después de su instalación. Los fabricantes de los equipamientos fueron llamados para participar del proceso de evaluación, sin embargo, se percibe que no hay preparo técnico para calibrar los sistemas en Brasil. Los indicadores de exposición no presentan calibración adecuada en dos sistemas y los parámetros de calidad de imagen, como sensibilidad de bajo contraste y resolución de alto contraste, no presentan conformidad en los cuatro sistemas. Se percibe también que la calibración inadecuada de los sistemas CR genera un aumento de dosis a pacientes con el objetivo de obtenerse mejores imágenes. Por lo tanto, ese objetivo no se logra. Las principales limitaciones del estudio fueron: muchos de los parámetros de pre y post procesamiento requeridos para la adquisición de las imágenes no fueron encontrados en algunas marcas, lo que dificultó las comparaciones con los valores de referencia para evaluación del desempeño. Los técnicos de los fabricantes, muchas las veces no consiguen seleccionar las condiciones necesarias para las pruebas. Esta dificultad puede resultar en no conformidad de las pruebas.

<sup>‡</sup> American Association of Physicists in Medicine. Acceptance Testing and Quality Control of Photostimulable Storage Phosphor Imaging Systems. J. Anthony Seibert (Chair), AAPM Report Nº 93, 2006.



## Desarrollo e implementación clínica de un software global de uso y análisis de películas radiocrómicas

GIMENO OLMOS, J.\* , MARTÍNEZ FERNÁNDEZ, J.M., PASTOR SANCHÍS, V., GONZÁLEZ PÉREZ, V., GUARDINO DE LA FLOR, C., DE LOS DOLORES ALEMANY, V., CRISPÍN CONTRERAS, V.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Fundación Instituto Valenciano de Oncología, Valencia.

\* Correspondencia – C-e: fisica@fivo.org

**Palabras clave:** película radiocrómica, dosimetría 2D, control calidad.

### Introducción

En la práctica clínica, el uso de películas para dosimetría ha evolucionado de las películas radiográficas a las películas radiocrómicas, debido a las ventajas que ofrecen estas últimas: se evita la necesidad de revelado, se pueden manejar bajo luz ambiente, muy baja dependencia energética de su respuesta, alta resolución espacial, casi equivalentes a tejido. Como contrapartida, al igual que sus predecesoras radiográficas, las películas radiocrómicas necesitan de un proceso relativamente laborioso para poder obtener valores de dosis absorbida y su posterior análisis.

El objetivo de este trabajo ha sido reunir en una misma solución informática (QAPRA: QA con Películas Radiocrómicas) los diferentes procesos que tienen lugar con el uso de estas películas: calibrado, lectura, correcciones, paso a dosis absorbida, análisis de distribuciones de dosis y comparación con distribuciones de referencia.

### Material y métodos

La programación de los diferentes módulos que componen el software QAPRA se ha realizado en MATLAB v7.7, creando una interfaz gráfica amigable para cada uno de ellos, donde el usuario visualiza en todo momento en qué estado del proceso se encuentra su imagen a analizar.

El software se ha aplicado a las películas modelo Gafchromic EBT2 (International Speciality Products), leídas con un escáner de sobremesa modelo Microtek ScanMaker i900. Las películas, tanto de calibración como de distribuciones problema, se han irradiado indistintamente en aceleradores de los modelos Primus y Oncor Expression (Siemens), con maniqués de agua sólida RW3 y QUASAR (PTW). Las distribuciones de dosis de referencia se han calculado en el planificador XiO versión 4.34.02 (CMS-Elektá).

### Resultados y discusión

Los módulos que se han desarrollado para el proyecto QAPRA son los siguientes:

#### 1. Módulos de configuración:

- a) *Calibrar lote.* Permite realizar una curva de calibración a partir de películas irradiadas a diferentes niveles de dosis. El ajuste, polinomial del orden seleccionado por el usuario, se guarda para su posterior utilización en películas del mismo lote.
- b) *Inhomogeneidad del escáner.* Obtiene y almacena la respuesta espacial del escáner a partir de imágenes homogéneas, para corregir posteriormente cualquier imagen.

#### 2. Módulos de uso:

- a) *Restar fondo.* Subtrae el valor de fondo, obtiene la densidad óptica neta, y aplica la curva de calibración, generando una imagen de valores de dosis.
- b) *Análisis sencillo.* Permite obtener valores medios y sus desviaciones típicas en regiones de interés (ROI), así como generar perfiles y exportarlos en formato texto o excel.
- c) *Análisis IMRT.* Módulo de comparación de distribuciones de dosis mediante la función gamma. Permite cambiar los parámetros de la comparación, definir ROIs para restringirla, y genera un informe final con el resultado.

Como resultado de la implementación de QAPRA en nuestro centro, se ha simplificado el flujo de trabajo relacionado con las películas radiocrómicas, evitando el uso de una variedad de programas diferentes para cada aspecto del uso de las mismas; con la consiguiente reducción del tiempo dedicado a cada etapa del proceso.

### Conclusiones

Integrar en una misma plataforma todos los procesos de manejo de las películas radiocrómicas ha supuesto un beneficio en varios aspectos: sencillez de manejo, reducción de errores y reducción de tiempo de dedicación.

Aunque el desarrollo del software y su diseño se ha realizado de la manera más generalista posible, inevitablemente se ha encarado a la combinación de material que usamos en nuestro servicio (planificador, maniquí, escáner). En cualquier caso el software es adaptable, con pequeñas modificaciones, a las características de cualquier centro. Como trabajo futuro, tenemos pendiente añadir un nuevo módulo de configuración de estos parámetros.

## Comparación entre distintos algoritmos de reconstrucción tomográfica en imágenes de medicina nuclear

LLÁCER MARTOS, S.\* , HERRÁIZ LABLANCA, M.D., PUCHAL AÑÉ, R.

Hospital Universitari de Bellvitge. L'Hospitalet del Llobregat.

\* Correspondencia – C-e: serllaces@gmail.com

**Palabras clave:** reconstrucción, tomográfica, métodos iterativos.

### Introducción

Los algoritmos de reconstrucción tomográfica más utilizados actualmente en Medicina Nuclear son los basados en métodos iterativos. Estos métodos han evolucionado desde el MLEM (Maximum Likelihood Expectation Maximization), hasta el OSEM (Ordered Subsets Expectation Maximization), basado en el anterior y con el que se consigue disminuir el tiempo de reconstrucción mediante el reordenamiento parcial de las proyecciones. Estos métodos también permiten aplicar la corrección por atenuación a partir de una imagen de TC. Actualmente se está extendiendo el uso de programas basados en OSEM que además permiten la corrección de la pérdida de resolución con la distancia y la dispersión Compton producida en el paciente, (Philips Astonish). En este trabajo se compara la calidad de la imagen obtenida con cada uno de los algoritmos y se evalúa su tiempo de ejecución, para optimizar la elección del algoritmo a utilizar teniendo en cuenta tanto la calidad de la imagen reconstruida como el tiempo empleado en la reconstrucción.

### Material y métodos

Se utilizó un maniquí de control de calidad para Medicina Nuclear con una parte dedicada a la medida de lesiones calientes consistente en una zona de agujeros cilíndricos de diversos diámetros. Nos centramos en cuatro de ellos, dos de 32 milímetros de diámetro y otros dos de 22. De este maniquí se realizó un estudio tomográfico con la gammacámara Philips Brigtview XCT. Esta imagen se reconstruyó utilizando los distintos algoritmos iterativos de que dispone la estación de trabajo Philips Extended Brilliant Workspace. Los algoritmos fueron los siguientes:

- MLEM con 6, 8 10 12, 14 y 16 iteraciones con corrección de atenuación (AC) y sin corrección.
- OSEM con 2 subgrupos y 3, 4, 5, 6, 7 y 8 iteraciones con (AC) y sin corrección de atenuación.
- Astonish con 2 subgrupos y 3, 4, 5, 6, 7 y 8 iteraciones con (AC) y sin corrección de atenuación.

Tras realizar la reconstrucción de todo el volumen, se eligió uno de los cortes en la zona del maniquí de lesiones calientes. Utilizando el software ImageJ, se obtuvieron perfiles que atravesaban las lesiones, y a continuación se midió la anchura a media altura (FWHM) de cada una de ellas, que estima el diámetro de dichas lesiones. Se calculó tanto la precisión (obteniendo el coeficiente de variación) como la exactitud de cada medida (calculando el error relativo). En principio, un algoritmo que incluya más correcciones y mayor número de iteraciones, reconstruirá una mejor imagen, pero empleará más tiempo de cálculo. Para evaluar estos tres factores (precisión y exactitud en tanto por cien y tiempo de reconstrucción en minutos) simultáneamente, los multiplicamos y el valor numérico obtenido nos informa de la calidad tanto de la calidad de la imagen como en tiempo utilizado en la reconstrucción, ya que un valor pequeño nos indica una relación calidad/tiempo óptima.

### Resultados y discusión

Los resultados obtenidos fueron los siguientes:

Iteraciones	MLEM	MLEM-AC	OSEM	OSEM-AC	AST	AST-AC
6	76	237	400	698	2053	2074
8	1417	12	228	533	715	1515
10	1079	807	44	830	742	690
12	715	260	16	436	482	709
14	4775	719	86	297	3346	1653
16	692	138	276	900	3027	2922

Se observa que los métodos MLEM y MLEM-AC tienen una gran variación en los resultados, y no puede obtenerse ningún tipo de conclusión válida para estos, aunque en el método MLEM-AC con 8 iteraciones hay una buena relación calidad de imagen/tiempo. El resto, por el contrario, sí que presentan un determinado patrón, con un mínimo en el número de iteraciones que se encuentra en 12 o 14 según el caso, ya que con más iteraciones la calidad de imagen no aumenta pero sí que lo hace el tiempo de reconstrucción. El algoritmo de reconstrucción que nos daría una mejor relación de la calidad de la imagen con respecto del tiempo sería el OSEM, ya que es el que presenta los valores más pequeños, siendo su utilización óptima con 10 y 12 iteraciones. El algoritmo Astonish que visualmente genera una imagen con mejor definición requiere mucho tiempo para su realización lo que provoca que la relación calidad/tiempo sea deficiente.

### Conclusiones

Con el algoritmo Astonish, se consigue una buena calidad de imagen, pero si se quiere tener en cuenta el tiempo utilizado en la reconstrucción, entonces es el OSEM el que consigue una mejor imagen en menor tiempo. Descartaríamos el uso del MLEM ya que la calidad de la imagen es peor que en el caso de OSEM y los tiempos de reconstrucción son mayores.

## Comparación de dosis y calidad de imagen en Cardio-TC prospectivo y retrospectivo. Estudio con maniqués

CALZADO, A.\*, CHEVALIER, M., FERNÁNDEZ, J.M., GUIBELALDE, E., RODRÍGUEZ, R.

Grupo de Física Médica, Departamento de Radiología, Facultad de Medicina, Universidad Complutense. Madrid.

\* Correspondencia – C-e:calzado@med.ucm.es

**Palabras clave:** Cardio-TC, modos de adquisición, calidad de imagen, dosis.

### Introducción

La tomografía computarizada (TC) cardíaca se basa en la sincronización de la reconstrucción de la imagen con el electrocardiograma (ECG) y la selección de la fase de menor movimiento cardíaco. La reconstrucción cardíaca puede ser retrospectiva (ECG *gated*) y prospectiva (ECG *triggered*). Las reconstrucciones basadas en la selección retrospectiva de la fase cardíaca utilizan el registro de los datos brutos y el ECG durante uno o más ciclos cardíacos completos. La adquisición secuencial de datos (*step-and-shoot*) es una alternativa a la reconstrucción retrospectiva, con la ventaja adicional de permitir potenciales reducciones de la dosis del paciente. En este estudio se comparan las dosis y la calidad de imagen en angiografía coronaria con TC con reconstrucción retrospectiva y con adquisición secuencial prospectiva utilizando un escáner de 64 secciones y maniqués físicos.

### Material y métodos

Las medidas se efectuaron en un escáner de TC multicorte Philips Brilliance (Philips Medical Systems Inc., Cleveland OH) de 64 secciones. Para determinar la calidad de imagen se obtuvieron imágenes de objetos cilíndricos móviles que simulan arterias de diferentes calibres y atenuación relativa. Los objetos están acoplados al brazo móvil de un maniquí Sim4D Cardio (QRM GmbH, Möhrendorf, Alemania), que permite simular el movimiento cardíaco en 3D y la señal de ECG, e insertados en un maniquí QRM thorax. Se utilizaron 10 cilindros de diámetros entre 1 y 4 mm y 1,9 cm de longitud, con números de TC nominales entre 200 y 400 unidades Hounsfield (UH). Se obtuvieron imágenes en reposo, y en movimiento con adquisición espiral y secuencial, respectivamente, reconstruidas al 75% del ciclo cardíaco. Se han obtenido y comparado imágenes en las condiciones mencionadas para dos diferentes frecuencias cardíacas (60 y 80 lpm). La calidad de imagen se evalúa comparando la anchura a media altura (FWHM) de los perfiles de atenuación de los cilindros, la relación contraste – ruido (RCR) y la relación diferencia de señal – ruido (RDSR) en imágenes reformateadas de los objetos. Para comparar las dosis se han llevado a cabo mediciones del índice de dosis de TC en las diferentes condiciones de adquisición (espiral, espiral con modulación de dosis y secuencial) utilizando una cámara lápiz Xi CT con electrómetro (Unfors, Billdal, Suecia) y un maniquí cilíndrico de metacrilato de sección elíptica (altura 15 cm, ejes de la base de 32 y 20 cm).

### Resultados y discusión

En la Tabla se presentan los rangos de valores obtenidos para las magnitudes analizadas en cada caso. Como era de esperar, los valores máximos de las magnitudes se dan en la gran mayoría de los casos para el cilindro de 4 mm de diámetro y 400 UH y los mínimos, para 1mm y 200 UH. Los valores de RCR y DSR siguen en general una tendencia similar para todas las combinaciones de calibres y valores nominales de atenuación: valores máximos para las imágenes del objeto estático y decrecientes para las obtenidas en movimiento; diferencias relativamente pequeñas entre adquisición espiral y secuencial para el mismo objeto y la misma frecuencia cardíaca, y mejores valores para 60 bpm que para 80 bpm.

	FWHM (mm)	RCR	RDSR
Estático	(1,6 – 3,3)	(4,1±0,7 – 9,5±0,2)	(2,7±0,5 – 80±6)
Espiral 60 bpm	(1,6 – 3,2)	(3,0±0,6 – 8,1±0,4)	(4,4±0,7 – 45±5)
Secuencial 60 bpm	(1,8 – 3,1)	(2,0±0,3 – 9,6±0,5)	(2,7±0,5 – 37±1)
Espiral 80 bpm	(1,6 – 3,3)	(2,2±0,2 – 7,0±0,4)	(2,7±0,4 – 44±4)
Secuencial 80 bpm	(1,7 – 3,3)	(2,4±0,4 – 7,4±0,4)	(2,7±0,4 – 37±3)

No se encuentran diferencias significativas entre los valores de la RCR en adquisición espiral y secuencial para ninguna de las frecuencias cardíacas ( $p \geq 0,569$ ). En cambio, se han encontrado diferencias significativas en RDSR entre los dos modos de adquisición,

para 60 lpm;  $d > 2$  mm; y  $UH \geq 250$  ( $p < 0,05$ ). Las variables RCR y RDSR presentan una buena correlación para las imágenes móviles, tanto para 60 lpm ( $R \geq 0,794$ ) como para 80 lpm ( $R \geq 0,814$ ). La correlación entre los valores de las variables RCR y RDSR para las imágenes estáticas y los correspondientes para las imágenes móviles, fue de  $R \geq 0,773$ . Se puede considerar que las imágenes móviles del objeto de 1 mm y 200 UH están muy próximas al límite de percepción en fondo uniforme.

Las diferencias relativas en las dosis medidas para ambas adquisiciones muestran ahorros de dosis en el rango 36-45% al activar el sistema de modulación con adquisición espiral 60 lpm, con diferencias menores para 80 lpm. La adquisición secuencial prospectiva proporciona disminuciones de dosis del 40% con respecto a la adquisición espiral con modulación de intensidad, con disminuciones del orden del 20% al cambiar de 60 a 80 lpm.

### Conclusiones

El conjunto formado por el maniquí de brazo móvil, los insertos cilíndricos y el maniquí de tórax ha permitido analizar y comparar la calidad de las imágenes en diferentes condiciones de laboratorio para cardio-TC. Las dosis medidas al aplicar el protocolo de adquisición secuencial son inferiores al de espiral. Con estas premisas, el estudio de las dosis y de la calidad de imagen en pacientes constituye la continuación natural de este trabajo<sup>§</sup>.

<sup>§</sup> Trabajo financiado por el Fondo de Investigaciones Sanitarias, Proyecto P109/90682

## Estimación de la varianza del ruido en imagen digital para control de calidad

SOTO BÚA, M.\* , OTERO MARTÍNEZ, C., VÁZQUEZ VÁZQUEZ, R., SANTAMARINA VÁZQUEZ, F., LOBATO BUSTO, R., LUNA VEGA, V., MOSQUERA SUEIRO, J., SÁNCHEZ GARCÍA, M., POMBAR CAMEÁN, M.

Servizo de Radiofísica e Protección Radiolóxica, C. H. Universitario de Santiago de Compostela.

\* Correspondencia – C-e: Marcos.soto.bua@sergas.es

**Palabras clave:** radiografía digital, control de calidad, ruido, valor de píxel, kerma en aire, curva de respuesta.

### Introducción

La calidad de un sistema de imagen viene condicionada por el nivel de ruido de las imágenes que proporciona. Una forma de medir el ruido es estimar su varianza. En el caso de los detectores radiográficos, la varianza que interesa estimar es la varianza del kerma en aire. Sin embargo, la información en las imágenes de radiografía digital se representa mediante variaciones de niveles de gris indicados con un valor de píxel. En los detectores digitales radiográficos, la relación entre el valor de píxel y el kerma en aire es habitualmente no lineal, siguiendo una relación de tipo logarítmico o de tipo exponencial dependiendo del fabricante. Esta relación dificulta el cálculo de la varianza del kerma a partir de los datos de valor de píxel disponibles en la imagen. Mackenzie ha propuesto simplificar el cálculo aproximando a primer orden la curva de respuesta no lineal del detector, lo que permite estimar la varianza del kerma en función de la varianza del valor de píxel. En este trabajo se calcula la varianza del kerma en función de los valores de píxel para la curva de respuesta real no lineal del sistema digital de imagen, sin recurrir a ninguna aproximación en el comportamiento del detector. Este resultado se compara con el que se obtiene para la versión linealizada de la curva de respuesta.

### Material y métodos

El detector digital utilizado para obtener los datos experimentales es un dispositivo CR de la marca Fuji para mamografía. La curva de respuesta del detector se obtuvo utilizando un mamógrafo Siemens Mammomat 1000. Se realizaron varias exposiciones del mismo a una tensión fija de 28 kV<sub>p</sub> con filtro de molibdeno y variando los mAs. Las imágenes se guardaron sin aplicarles ningún tipo de tratamiento de imagen. En las mismas condiciones, se repitió cada exposición y se midió el kerma en la superficie de entrada del CR, para lo que se utilizó una cámara RadCal 10X6-6M. En cada imagen se obtuvo el valor medio de píxel y su desviación estándar en una región de interés (ROI) cuadrada de 10 mm de lado situada en el punto de referencia (6 cm de la pared costal). La curva de respuesta se estimó ajustando el valor medio de píxel en la ROI de cada imagen frente al kerma en la superficie de entrada correspondiente. Con los parámetros estimados de la curva de respuesta, se calculó la varianza del kerma en la ROI para la curva real del detector y para su aproximación lineal a primer orden.

### Resultados y discusión

El CR de Fuji tiene una curva de respuesta que matemáticamente se describe con una función logarítmica:

$$P = \alpha \ln K + \beta$$

donde  $P$  es el valor de píxel y  $K$  es el kerma en aire en la superficie de entrada del detector. Los valores de  $\alpha$  y  $\beta$  se estiman ajustando los datos del valor medio de píxel y del kerma asociados a las imágenes obtenidas en el mamógrafo. Suponiendo exactos los valores de  $\alpha$  y  $\beta$ , si se calcula el kerma a partir de medidas del valor de píxel en la ROI, se comete un error cuya varianza es:

$$\sigma^2(K) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^N \left[ \exp\left(\frac{P_i - \beta}{\alpha}\right) - \exp\left(\frac{\langle P \rangle - \beta}{\alpha}\right) \right]^2$$

donde  $i$  es el índice del píxel de la ROI,  $N$  es el número de píxeles de la ROI y  $\langle P \rangle$  es el valor medio de píxel en la ROI. En cambio, la varianza estimada a partir de la curva de respuesta linealizada es:

$$\sigma^2(K) = \left[ \frac{\sigma(P)}{\alpha} \exp\left(\frac{\langle P \rangle - \beta}{\alpha}\right) \right]^2$$

donde  $\sigma(P)$  es la desviación estándar del valor de píxel en la ROI.

La varianza del kerma calculada a partir de la curva de respuesta real del detector está en función del valor de píxel de cada uno de los píxeles de la ROI y de su valor medio. En cambio, si la varianza se estima a partir de la versión linealizada de la curva de respuesta del detector, puede calcularse directamente a partir de la desviación estándar del valor de píxel en la ROI y de su valor medio. Los resultados de ambas expresiones difieren más para valores pequeños del kerma, para los que la varianza del valor de píxel es mayor.

### Conclusiones

La varianza del kerma puede calcularse teniendo en cuenta la curva de respuesta no lineal del detector a partir de los datos del valor de píxel en cada píxel de una ROI y de su valor medio. Esta expresión es cierta para todo el rango de uso del detector y la varianza del kerma se obtiene a partir de un cálculo sencillo que sólo necesita datos de valor de píxel de la imagen y los parámetros de la curva de respuesta del detector. En cambio, la aproximación de la varianza del kerma obtenida a partir de la linealización de la curva de respuesta se hace más imprecisa para valores muy bajos del kerma. No obstante, para estimar la varianza del kerma a partir de la expresión linealizada de la curva de respuesta, se necesitan sólo el valor de píxel promedio en la ROI y su desviación estándar, que se obtienen muy fácilmente a partir de los programas de visualización de imagen médica más habituales. Dado que la varianza exacta y la linealizada difieren sólo apreciablemente para valores muy pequeños del kerma, no utilizados clínicamente, la sencillez de uso de la expresión linealizada la hace muy interesante para ser utilizada rutinariamente en el control de calidad.



## Análisis de los desplazamientos registrados en 104 pacientes de próstata y estimación de los márgenes por posicionamiento para nuestra población de pacientes

BÉJAR NAVARRO, M.J.\*, GÓMEZ MARTÍN, C., MARAVILLA LIMORTE, M., ALONSO IRACHETA, L., ROT SANJUÁN, M.J., COLMENARES FERNÁNDEZ, R., CAPUZ SUÁREZ, B., MORÍS PABLOS, R.

Hospital Ramón y Cajal. Madrid.

\* Correspondencia – C-e: mbejar.hrc@salud.madrid.org

**Palabras clave:** IGRT, próstata, incertidumbre en el posicionamiento, márgenes.

### Introducción

La imagen guiada (IGRT) permite conocer la magnitud de la incertidumbre en el posicionamiento para una determinada población de pacientes. Los objetivos del presente trabajo son el análisis estadístico de los desplazamientos registrados por un sistema de adquisición de imágenes volumétricas en 104 pacientes de próstata y la estimación de márgenes debidos a la incertidumbre en el posicionamiento para dicha población de pacientes.

### Material y métodos

En nuestro servicio se dispone de un acelerador Synergy de Elekta que permite la adquisición volumétrica de imágenes de localización del paciente mediante un haz de kilovoltaje. La adquisición de imágenes de cone-beam CT (CBCT) para próstata se realiza con un haz de 120 kV y el recorrido del cabezal es de 360°. La simulación y tratamiento de los pacientes de próstata en nuestro servicio se realiza con un soporte en forma de cuña para las rodillas y la preparación del paciente (vejiga llena, recto vacío) debe ser lo más parecida posible entre el TAC de referencia (planificación) y el de localización o CBCT. El programa realiza el registro entre el TAC de referencia y el de localización en un cubo definido por el usuario que contiene la próstata y, al menos, la parte posterior de la vejiga y la parte anterior del recto, mediante un algoritmo de información mutua. Realizada y validada la superposición, se corrigen manualmente las traslaciones propuestas con desplazamientos de mesa.

El protocolo de IGRT utilizado en nuestro servicio para los pacientes de próstata es un protocolo on-line. El registro de los desplazamientos en cada sesión permite el cálculo retrospectivo de los errores de posicionamiento que se habrían cometido si no se hubiera realizado ningún tipo de corrección y así obtener la distribución de errores para la población. Para un paciente dado, el error sistemático,  $S_p$  es igual al promedio de los desplazamientos de todas las sesiones,  $S_p = \langle x_{p,j} \rangle_F$  y representa la diferencia entre el posicionamiento promedio durante el tratamiento y el posicionamiento de referencia. La función de densidad de probabilidad de los errores de posicionamiento que ocurren en una población P puede describirse en términos del error sistemático promedio,  $\mu$ , o promedio de los desplazamientos para toda la población de pacientes, la dispersión sistemática,  $\Sigma$ , o desviación estándar de los desplazamientos para toda la población y la dispersión aleatoria promedio,  $\sigma$ , o raíz cuadrada de los cuadrados de las desviaciones estándar de los desplazamientos para cada paciente promediadas para toda la población.

$$\mu = \langle S_p \rangle_P \quad \Sigma = SD_p(S_p) \quad \sigma = \sqrt{\langle \sigma_p^2 \rangle_P}$$

Para una determinada población de pacientes, el margen que garantiza un cubrimiento del 99% del CTV con al menos el 95% de la dosis prescrita, viene dado por la fórmula de Stroom:  $M = 2 \Sigma + 0.7 \sigma$

### Resultados y discusión

En el presente trabajo se analizaron los desplazamientos registrados para 104 pacientes de próstata y 26 sesiones en promedio para cada paciente, en total, 2750 sesiones analizadas. Los resultados de  $\mu$ ,  $\Sigma$  y  $\sigma$  para cada eje de traslación se muestran en la siguiente Tabla:

$\mu_x$ (mm)	$\mu_y$ (mm)	$\mu_z$ (mm)	$\Sigma_x$ (mm)	$\Sigma_y$ (mm)	$\Sigma_z$ (mm)	$\sigma_x$ (mm)	$\sigma_y$ (mm)	$\sigma_z$ (mm)
-0.1	0.1	0.9	1.8	1.1	1.6	3.3	2.5	2.8

Y los correspondientes márgenes calculados según la fórmula de Stroom serían:

$M_x$ (mm)	$M_y$ (mm)	$M_z$ (mm)
6	4	5

### Conclusiones

El error sistemático para nuestros pacientes de próstata es bastante pequeño, lo cual indica que la situación del TAC de referencia es bastante representativa del promedio de los CBCT. Sin embargo, la variabilidad entre sesiones (error aleatorio) es mayor. Los márgenes de CTV a PTV que se utilizan en nuestro servicio son mayores que los calculados mediante la fórmula de Stroom. Sin embargo, no nos parece conveniente reducir dichos márgenes hasta los valores obtenidos al aplicar dicha fórmula por varios motivos. En primer lugar, en esta fórmula no se consideran otras fuentes de incertidumbre, como los movimientos intrafracción o la incertidumbre en la delineación del CTV. Por otra parte, la fórmula de Stroom tiene en cuenta sólo el cubrimiento del PTV (es decir, TCP), pero no tiene en cuenta la dosis en órganos de riesgo cercanos (NTCP). Por último, como en nuestro acelerador corregimos traslaciones, pero no rotaciones, estamos cometiendo un error adicional.

## Estudio de la calidad de la imagen tomográfica proporcionada por un sistema de haz cónico de kilovoltaje

GARAYOA ROCA, J.\*, CASTRO TEJERO, P.

Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda.

\* Correspondencia – C-e: julia.garayoa@salud.madrid.org

**Palabras clave:** imagen tomográfica, haz cónico, kilovoltaje, IGRT, OBI.

### Introducción

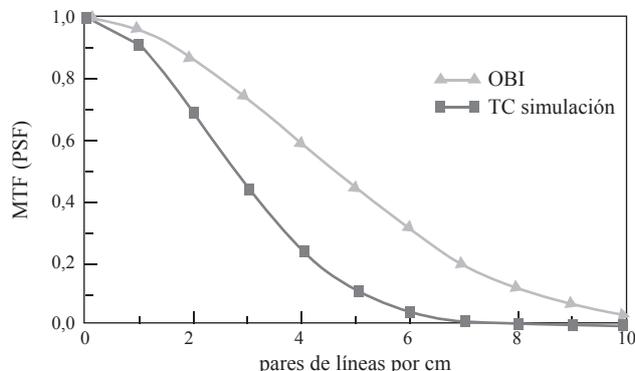
En radioterapia externa es esencial poder reproducir durante las sesiones de tratamiento la posición del paciente en el momento de realizar el TC de simulación. Actualmente, la técnica conocida como Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT) consiste en verificar periódicamente durante el tratamiento que efectivamente esto se cumple. Existen varios sistemas de imagen disponibles, entre ellos los sistemas basados en un haz cónico de kilovoltaje, que permiten obtener una imagen volumétrica del paciente que puede compararse directamente con la del TC de simulación. Los sistemas de imagen juegan un papel cada vez más relevante en radioterapia, y para garantizar la calidad del proceso, es necesario conocer las características y limitaciones de los sistemas de imagen disponibles. En este estudio tratamos de evaluar la calidad de imagen de un sistema de IGRT basado en un haz cónico de kilovoltaje.

### Material y métodos

El objetivo de nuestro trabajo es evaluar la calidad de las imágenes tomográficas obtenidas con el sistema On-Board Imager® (OBI) de Varian (Varian Medical Systems Inc., Palo Alto, CA), diseñado para corregir errores de posicionamiento a lo largo del tratamiento de radioterapia. El sistema está formado por un tubo de rayos que proporciona un haz cónico de kilovoltaje y un detector plano de silicio amorfo, ambos montados sobre un acelerador lineal Varian Clinac 21EX mediante brazos robotizados. El estudio se basa en las imágenes obtenidas con el maniquí CATPHAN 600 (The Phantom Laboratory Inc., Salem, New York). Se determina la respuesta lineal del sistema a distintas densidades o números Hounsfield (UH), la exactitud del ancho de corte seleccionado, la resolución espacial a través de la Función de Transferencia de Modulación (MTF), la uniformidad de la imagen, la relación señal-ruido y la sensibilidad a bajo contraste. El análisis de las imágenes se realiza de manera automática mediante macros diseñadas en el programa informático *ImageJ*. Las imágenes se adquieren con una técnica análoga a la empleada en modo clínico: 125 kVp, 80 mA, campo de visión de 25 cm x 25 cm, matriz de adquisición de 512x512 y ancho de corte de 2 mm.

### Resultados y discusión

Se ha comprobado que el sistema presenta una función de respuesta lineal en UH ( $r^2=0.9984$ ). Los valores de UH correspondientes a los distintos materiales presentan una discrepancia máxima de 40 UH respecto a los valores esperados. El espesor de corte medido es de 2.06 mm, siendo el espesor de corte nominal de 2 mm. El sistema presenta linealidad espacial en el plano transversal; así, en la medida de distancias conocidas (50 mm) se obtiene una discrepancia menor a 0.1 mm respecto al valor real. La función MTF se evalúa mediante dos métodos distintos, a través de la función de dispersión de punto y mediante la modulación presentada por un patrón de líneas. El valor obtenido de la MTF revela que la resolución espacial del sistema OBI es algo superior que la resolución espacial típica de un TC de simulación, como se observa en la Figura. Interpretamos que esto puede deberse al menor tamaño de los detectores del detector plano empleado por el OBI, comparado con el tamaño típico de los detectores del TC. Por otra parte, las imágenes presentan el efecto de ahuecamiento (efecto *cupping*) y artefactos en anillo que merman ligeramente la uniformidad de las imágenes obtenidas, disminuyen el valor de la relación señal-ruido y limitan la sensibilidad a bajo contraste del sistema. Así, la falta de uniformidad integrada definida sobre 5 ROIs de 60 píxeles situadas en el centro y en la periferia de la imagen, alcanza el valor  $UI=20\%$  con  $UI=100(m_{max} - m_{min}) / (m_{max} + m_{min})$ , donde  $m_{max(min)}$  es el valor medio de la ROI con el máximo (mínimo) valor medio. El valor de la relación señal-ruido es más alto en la zona central de la imagen y disminuye en la periferia (7.4 frente a 5.8, respectivamente). Por último, la sensibilidad a bajo contraste se ve afectada, además de por la presencia de los anillos, por la mayor contribución de la radiación dispersa existente al emplear un haz cónico, siendo el único objeto observable el de mayor tamaño y mayor contraste de los disponibles en el maniquí: 15 mm de diámetro y 1% de contraste. El valor de la relación contraste-ruido es  $CNR=0.8$  definida como  $CNR = (m_i - m_f) / \sqrt{\sigma_i^2 + \sigma_f^2}$ , donde  $i$ : inserto de bajo contraste,  $f$ : fondo,  $m$  representa el valor medio de la ROI y  $\sigma$  su desviación estándar.



### Conclusiones

El sistema de imagen OBI presenta unas características de calidad de imagen adecuadas para llevar a cabo IGRT de manera precisa. Se observa una resolución espacial sensiblemente superior a la resolución espacial típica de un TC de simulación. Conviene destacar la existencia del efecto *cupping* y de los artefactos en anillo en las imágenes tomográficas reconstruidas, lo que contribuye a disminuir la uniformidad de la imagen, el valor de la relación señal-ruido, sobre todo en la periferia de la imagen, y limita la sensibilidad a bajo contraste.



## Implementación de pruebas de imagen del protocolo nacional de control de calidad en sistemas de planificación

CAUDEPÓN MORENO, F.\* , MARTÍN-VIERA CUETO, J.A., BODINEAU GIL, C., BENÍTEZ VILLEGAS, E.M., CASADO VILLALÓN, F.J., MORENO SÁIZ, C.

Servicio de Radiofísica Hospitalaria. H.R.U. Carlos Haya.

\* Correspondencia – C-e: fcaudepon@gmail.com

**Palabras clave:** control de calidad de sistemas de planificación, fusión de imágenes, reconstrucción de imágenes, maniquí SEFM, conversión de números TC.

### Introducción

El control de calidad del sistema de planificación (SP) juega un papel fundamental en los planes de garantía de calidad que incluyen todas las fases del proceso radioterápico.

En este trabajo nos hemos centrado en las pruebas que detalla el “Protocolo para control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes” de la SEFM en la sección “Adquisición de datos anatómicos” (DA).

### Material y métodos

En este trabajo se han utilizado las tres secciones del maniquí de imagen para control de SP de la SEFM: la sección para insertos de materiales para la conversión de HU a densidad electrónica; la sección sólida con figuras geométricas en su interior y la sección rellenable con las mismas figuras geométricas.

La red de tratamiento utilizada es ARIA.

Se han realizado una serie de estudios con el TC GE Sytec 3000 variando el espesor de corte (10, 5, 3, 1 mm) y la orientación de las distintas secciones del maniquí de la SEFM (axiales, coronales y sagitales). También se han realizado estudios de RM con el equipo GE Excite 11.0 de la sección rellenable variando espesor de corte y orientación del maniquí. De manera similar se han realizado estudios SPECT con el equipo GE Infinia.

Una vez obtenidos los datos necesarios se han desarrollado las pruebas que detalla el protocolo en la sección DA haciendo uso del SP PCRT v6. Nos hemos centrado en las pruebas: Transferencia de datos (DA-1), transferencia de datos TC y RM (DA-2), conversión números TC a densidad electrónica (DA-3), medidas de longitudes y volúmenes (DA-4), segmentación de estructuras (DA-5), generación y manipulación de estructuras 2D y 3D (DA-6), fusión de imágenes (DA-7) y herramientas de automargen (DA-8).

### Resultados y discusión

La transferencia de datos al SP y a la red ARIA es correcta no produciéndose ninguna alteración ni artefactos en las distintas modalidades de imagen, tanto las originales como las procesadas.

En el cálculo de conversión de números TC a densidad electrónica, se ha estudiado la dependencia con el espesor de corte. El 95% de los valores observados son inferiores al 1,5% respecto a los valores promedio y en ningún caso se supera el 3%. Al comparar la curva de conversión obtenida con la estándar no se observan diferencias dentro de la incertidumbre experimental. Resulta fundamental la medida experimental de estos valores para cada TC y cada protocolo de imagen, al afectar al cálculo con corrección por heterogeneidades.

Para realizar medidas de distancias y volúmenes, hemos utilizado la sección sólida del maniquí con nuestro SP.

Las distancias medidas entre los cuatro orificios que presenta el maniquí coinciden con las especificaciones, independientemente del espesor de corte y de su orientación, quedando todos los valores dentro de tolerancia (2 mm).

Al contornear las figuras internas tanto de forma manual como automática, no se aprecian diferencias significativas en los volúmenes, sin embargo los valores difieren de los teóricos en todos los casos debido al efecto de volumen parcial. Se encuentra gran dependencia con el espesor de corte y con la orientación del maniquí observándose diferencias en torno al 20%.

La calidad de la fusión de imágenes de RM y de TC es adecuada, no se observan diferencias superiores a 1 mm ni en posición ni en tamaño de las figuras.

Con la herramienta de automargen se obtienen valores por debajo del 2% respecto a los valores teóricos a partir de las especificaciones del maniquí y los volúmenes calculados con en ningún momento superan el 3% de diferencia respecto a los valores teóricos. No se ha encontrado ninguna relación con el espesor de corte.

### Conclusiones

El maniquí sólo dispone de dos insertos para determinar la curva para densidades mayores que uno, y en estas condiciones no es recomendable usarla en el SP porque la pendiente no es robusta, depende demasiado de los valores de los puntos medidos. Sin embargo, la curva se puede determinar de forma indirecta.

Las diferencias de los volúmenes con los espesores de corte y la orientación del maniquí superan en ocasiones lo deseable, hay que ser consciente de la limitación que impone la propia reconstrucción de la imagen.

La herramienta de segmentación automática permite ajustar las dimensiones de los volúmenes de interés dentro de tolerancia.

La fusión de las imágenes de TC y RM resulta ser una herramienta de máximo interés que los SP tienen cada vez mejor resuelta en el caso de geometrías simples.

La herramienta de automargen permite calcular los volúmenes de las figuras con una diferencia siempre dentro de tolerancia. Esto la convierte en una herramienta imprescindible a la hora de obtener los distintos tipos de volúmenes básicos en los tratamientos de radioterapia (CTV y PTV).

## Evaluación de errores de “set-up” y cálculo de márgenes de configuración en tratamientos de radioterapia CONFORMADA 3-D

DONIS, S.\*, ROBAYNA, B., GONZÁLEZ, A., HERNÁNDEZ ARMAS, J.

Servicio de Física Médica, Hospital Universitario de Canarias (HUC), La Laguna, Tenerife.

\* Correspondencia – C-e: susanadonis@gmail.com

**Palabras clave:** errores set-up, error sistemático, error aleatorio, margen de configuración.

### Introducción

El uso de técnicas de IGRT permite conocer los errores que se cometen en el posicionamiento de un paciente, hacer estudios poblacionales y realizar estimaciones de los márgenes para cada población.

El establecimiento del margen de configuración<sub>1</sub> (SM) permite delimitar mejor el PTV (volumen blanco de planificación) y asegurar que la distribución de dosis planificada se administra de manera más precisa al CTV (volumen blanco clínico). En este trabajo se evalúan los errores de “set-up” en 3 localizaciones diferentes y a partir de estos se calculan los márgenes de configuración (SM).

Varios autores han definido modelos matemáticos para realizar el cálculo del SM a partir los valores de las incertidumbres que tienen lugar a lo largo del tratamiento.

### Material y métodos

Se seleccionaron al azar pacientes con distintas localizaciones tumorales: 10 de cabeza-cuello, 9 de mama y 6 de próstata que fueron tratados usando 2 aceleradores Clinac-2100 EX (Varian).

Los valores de los desplazamientos de la posición del paciente respecto a la de referencia, en las 3 direcciones del espacio, se obtuvieron a partir de los datos de las imágenes portales y de kilovoltaje realizadas a cada uno y registradas en la red de comunicación de datos Aria.

Se calculó el error sistemático ( $\Sigma$ ) y aleatorio ( $\sigma$ ) para cada localización a partir de los desplazamientos en las direcciones: antero-posterior (AP), medio-lateral (ML) y supero-inferior (SI).

Los SM se calcularon usando expresiones matemáticas publicadas en la bibliografía [1,2,3].

### Resultados y discusión

En la Tabla se presentan los datos correspondientes a los errores sistemáticos y aleatorios, para las 3 muestras de pacientes anteriormente citadas, así como los valores de los SM correspondientes según diversos autores.

El error sistemático en tratamientos de tumores de mama es mayor, para las 3 direcciones, que en próstata y este a su vez mayor que en cabeza-cuello. Esto puede ser debido a que en los tratamientos de mama se realizan diariamente desplazamientos del isocentro respecto a marcas en piel.

El error sistemático calculado en los tratamientos de cabeza-cuello coincide para las 3 direcciones del espacio. Sin embargo, en los tratamientos de mama y próstata el error sistemático obtenido en las direcciones AP y ML es un 25% mayor que el encontrado en la dirección SI.

Localización	Errores de set-up en poblaciones (cm)		SM (cm)	
	Sistemáticos ( $\Sigma$ )	Aleatorios ( $\sigma$ )	Stroom ( $2 \Sigma + 0.7 \sigma$ )	van Herk ( $2.5 \Sigma + 0.7 \sigma$ )
<b>Próstata</b>				
AP	0,19	0,16	0,49	0,59
ML	0,2	0,08	0,46	0,56
SI	0,15	0,09	0,36	0,44
<b>Mama</b>				
AP	0,25	0,08	0,56	0,68
ML	0,22	0,12	0,52	0,63
SI	0,18	0,24	0,53	0,62
<b>Cabeza-Cuello</b>				
AP	0,14	0,1	0,35	0,42
ML	0,14	0,07	0,33	0,40
SI	0,14	0,1	0,35	0,42

### Conclusiones

El SM en las 3 direcciones de espacio, en los tratamientos de mama es mayor que en los de próstata y este a su vez mayor que en los tratamientos de cabeza-cuello.

### Bibliografía

- [1] “Prescribing, recording and reporting photon beam therapy (Supplement to ICRU report 50). International Commission of Radiation Units and Measurements. In ICRU Report, 62” Bethesda. ICRU Publications; 2000.
- [2] “Geometrical uncertainties, radiotherapy planning margins, and the ICRU-62 report”. Stroom JC, Heijmen BJM. Radiotherapy Oncology Journal, 2002. 64: 75-83.
- [3] Van Herk, M.P., Remeijer, P., Rasch, C., Lebesque JV. (2000). “The probability of correct target dose: dose population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy”. *International Journal Of Radiation Oncology Biology Physics*. 47, 1121-1135.

## Obtención de la curva de conversión de números TC a densidad electrónica a partir de la energía efectiva del TC usando el maniquí de la SEFM

MARTÍN-VIERA CUETO, J.A.\* , GARCÍA PAREJA, S., BENÍTEZ VILLEGAS, E.M., MORENO SÁIZ, C., BODINEAU GIL, C., CAUDEPÓN MORENO, F.

Servicio de Radiofísica Hospitalaria. H.R.U. Carlos Haya.

\* Correspondencia – C-e: jamartinv@gmail.com

**Palabras clave:** control de calidad de sistemas de planificación, maniquí SEFM, conversión de números TC, corrección por heterogeneidades, control de calidad de TC.

### Introducción

En el control de calidad del sistema de planificación (SP), la verificación del procedimiento usado para la conversión de los números TC a densidad electrónica tiene un papel destacado, dada su relevancia en la dosimetría clínica, ya que es lo que va a caracterizar las propiedades de atenuación y dispersión de los haces de radiación por los distintos tejidos que atraviesa durante el tratamiento.

El objetivo de este trabajo es obtener la curva de conversión de unidades Hounsfield (UH) frente a densidades electrónicas usando un maniquí con distintos materiales no equivalentes a tejido. Para ello se obtiene la energía efectiva del haz del TC y se usa para caracterizar los coeficientes lineales de absorción de los distintos materiales de los que consta el maniquí.

### Material y métodos

En este trabajo se ha utilizado la sección para insertos de materiales para la conversión de UH a densidad electrónica del maniquí de la SEFM. Este ha sido diseñado como un maniquí de control de calidad de TC, y los materiales de los que dispone no son equivalentes a tejido, por lo que no se puede obtener directamente la curva de conversión. Sin embargo, es posible usarlo para caracterizar la energía efectiva del TC, y a partir de ésta calcular los valores UH de los tejidos de interés usando una parametrización de los coeficientes de atenuación lineal (L. C. Martínez, 2002 [1]). La ecuación para UH es:  $UH = 1000\{\rho_{e,a}[\alpha(E_{ef})(1 - Z_{ef}^n) + Z_{ef}^n] - 1\}$

donde  $\rho_{e,a}$  es la densidad electrónica relativa al agua,  $Z_{ef}$  el número atómico efectivo,  $E_{ef}$  la energía efectiva del TC,  $n$  una constante igual a 3,21 y  $\alpha(E_{ef})$  un parámetro de ajuste.

Los valores de UH para cada material se obtienen de adquisiciones del maniquí con el TC GE Sytec 3000, usando los protocolos estándar de los estudios de simulación. Se excluyen los insertos de titanio y acero porque la parametrización es válida únicamente para elementos con número atómico entre 1 y 20. Los valores de  $\rho_{e,a}$  y  $Z_{ef}$  de cada material se calculan a partir de su composición química.

A partir de los valores medidos de UH se obtiene por regresión el valor del parámetro de ajuste  $\alpha(E_{ef})$ , que se usará para calcular el valor de UH para tejidos del cuerpo humano. Para ello se calcula  $\rho_{e,a}$  y  $Z_{ef}$  a partir de las composiciones estándares que se encuentran tabuladas en el documento ICRU Report 44.

Con estos datos se construye la curva de conversión de UH a densidades electrónicas correspondiente al TC de simulación, que se compara con la curva estándar suministrada en el SP.

### Resultados y discusión

El valor obtenido de  $\alpha(E_{ef})$  es  $0,934 \pm 0,006$ . A partir de este valor, se calculan las UH correspondientes a los materiales del inserto. La diferencia entre los valores medidos y calculados es inferior al 3%.

Una vez verificada la reproducibilidad de los valores medidos, se calculan los valores de UH de tejidos humanos. Estos valores se usan para construir la curva de conversión, que se compara con la curva estándar de nuestro SP. La diferencia entre las densidades electrónicas no superan la tolerancia de 0,1 establecida en el protocolo nacional de control de calidad para sistemas de planificación.

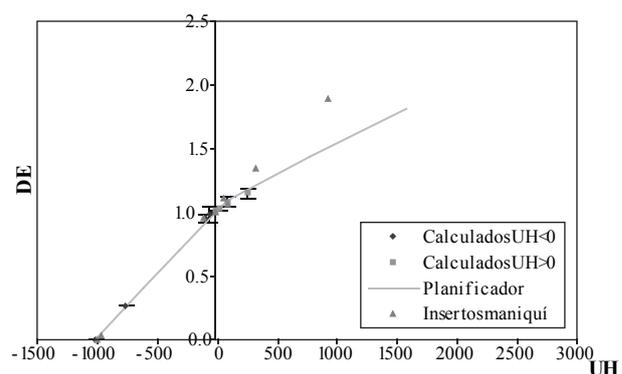
### Conclusiones

Con este método es posible obtener la curva de conversión UH – densidad electrónica usando un maniquí con materiales no equivalentes a tejido. Sin embargo, sería deseable verificar experimentalmente estos valores.

La curva obtenida concuerda en buena medida con la curva suministrada en el SP.

### Referencias

[1] Martínez, L.C., et Al. (2002). *Revista de Física Médica*. 3(1), 19-35.



## **Desarrollo de un *frame* de inmovilización termoplástica de cabeza y cuello en antenas de resonancia magnética para fusión de imágenes radioterápicas CT-MRI**

VELÁZQUEZ MIRANDA, S.<sup>1,\*</sup>, MUÑOZ CARMONA, D.M.<sup>2</sup>, ORTIZ SEIDEL, M.<sup>3</sup>, CANO DURÁN, P.<sup>4</sup>

<sup>1</sup> S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla.

<sup>2</sup> S. Oncología radioterápica, Hospital Juan Ramón Jiménez, Huelva.

<sup>3</sup> S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen Macarena, Sevilla.

<sup>4</sup> T. Mecanizado, Facultad de Física, Universidad de Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: santiago.velazquez.miranda@gmail.com

**Palabras clave:** image fusión, imaging modalities, radiotherapy, fusión de imágenes.

### **Introducción**

Las aplicaciones de fusión de imágenes CT-MRI en el sistema nervioso central se enfrentan al hecho que la imagen CT se realizó en posición radioterápica y con inmovilizadores, y que la imagen de resonancia se realiza con la cabeza hiperextendida. Estas aplicaciones deben rotar, reescalar y deformar para conseguir una fusión aceptable. Esto no se consigue en todos los casos y su precisión geométrica no es notable.

En el caso de querer fusionar lesiones en el cuello, los grados de libertad y la geometría de esta región anatómica hacen que las aplicaciones para fusión tengan un escaso éxito.

Para superar estos problemas nos planteamos introducir la inmovilización de los pacientes también en la resonancia, pero nos topamos con el problema de que la antena de la resonancia deja un reducidísimo espacio para la cabeza del paciente. Además, el carbono de los *frames* es conductor de la electricidad, con lo que no es del todo conveniente para las imágenes de resonancia. Así pues se diseñó un nuevo concepto de *frame* (*FRAME CT-MRI*) y un nuevo material que permitiera su uso en resonancia magnética nuclear.

### **Material y métodos**

La mayoría de las antenas de cabeza de las RMN tienen un reposacabezas desmontable, esto es, nos podemos quedar con una cavidad puramente cilíndrica. El radio y alto de este cilindro es parecido entre diversas marcas, por lo que partimos de esta configuración de inicio. Se realizó una base muy estrecha del *frame* con entrantes y salientes ad hoc para permitir el mayor espacio posible a una cabeza con inmovilizador termoplástico y reposacabezas personalizado interior. Las cogidas al *frame* de las máscaras termoplásticas suelen ocupar demasiado sitio para el espacio que disponemos en una antena, por lo que se diseñó un novedoso clip lateral para las de tipo Klarity, recogiendo el engarce por detrás de la cabeza. Faltaba un material radiotransparente, no conductor, fácilmente mecanizable y resistente. Tras muchas pruebas se encontró que las láminas de PVC expandido y refuerzos y tornillería de nylon era lo adecuado.

El control de calidad de las fusiones CT-MRI se realiza tomando las mayores diferencias entre los bordes de resonancia y CT de los senos esfenoidal y frontal, y el foramen magnum. Si la diferencia no supera el milímetro, denominamos la fusión como FIDEDIGNA, si está entre 1 y 2mm, como fusión TOLERABLE, y si supera los 2mm la consideramos DEFECTUOSA. Este control cuantitativo no elimina la observación cualitativa de coincidencias en estructuras como los ventrículos, el tronco o la propia calota.

### **Resultados y discusión**

Se trataron 21 pacientes de SNC con este dispositivo, sin que hubiera problemas para introducirlos inmovilizados en el interior de la antena de la resonancia. El estudio de resonancia, por tanto, fue también adquirido en la posición de tratamiento. Todas las fusiones CT-MRI se clasificaron como FIDEDIGNAS.

El *FRAME CT-MRI* ha sido escogido por la Oficina de Transferencia de Tecnología de Andalucía como invento patentable y comercializable, y ya se ha registrado como patente.

### **Conclusiones**

El *FRAME CT-MRI* es un procedimiento ideal para fusionar imágenes TAC-RMN, ya que el paciente está en idéntica posición en ambos estudios.

El *FRAME CT-MRI* permite una fusión fiable y gran calidad de imágenes de TAC y resonancia de la cabeza, incluso aunque sólo se disponga de fusión fiducial, superando fácilmente los controles de calidad.

El *FRAME CT-MRI* abre una nueva vía para fusionar imágenes TAC-RMN del cuello.



## Reducción de *pitch* para *scantime* medios en procedimientos de medida de ITV en cancer de pulmón con fusión CT-CT

VELÁZQUEZ MIRANDA, S.<sup>1\*</sup>, RAMIREZ GUTIERREZ, Y.<sup>2</sup>, RODRÍGUEZ ALARCÓN, C.<sup>1</sup>, HERRADOR CÓRDOBA, M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla.

<sup>2</sup> Especialista Aplicaciones TC Philips.

\* Correspondencia – C-e: santiago.velazquez.miranda@gmail.com

**Palabras clave:** virtual simulation, ITV, lung cancer, fusion.

### Introducción

La medición del ITV de pulmón a través de la fusión de un *slow-CT* (*scantime* de 4 segundos) en respiración libre y una adquisición rápida con contraste y respiración contenida ha funcionado eficientemente. La evolución de la tecnología TAC ha llevado que en los escáneres no específicos para radioterapia el *scantime* máximo se haya reducido a 2 segundos. Esto nos obliga a cambios en el procedimiento para obtener resultados similares.

### Material y métodos

En el nuevo TAC de simulación (Philips Brilliance 16 CT Slice) el máximo *scantime* es de 2s, lo que produciría imágenes muy recortadas en visión sagital de cualquier masa tumoral en el tercio medio e inferior del pulmón. Dos ciclos respiratorios en un *scantime* producen un emborronamiento por movimiento (*motion blurring*) útil para seguir la trayectoria de las masas tumorales en el pulmón, pero en 2 segundos es infrecuente que podamos incluir dos ciclos respiratorios. Para compensar este efecto decidimos cambiar la técnica convencional de *slow-CT* por una nueva técnica: *short-pitch-CT*, esto es, mantener el *scantime* lo más elevado (2 segundos) y el *pitch* lo más corto posible. Con un *pitch* tan corto, la velocidad de la mesa es muy lenta y el tiempo de rotación de emplea en una misma zona, produciendo un *motion blurring* en la reconstrucción del TAC multicorte.

En los primeros 10 pacientes de cáncer de pulmón, nos fijamos en el ápex de las cúpulas diafragmáticas sobre reconstrucciones sagital. Medimos un concepto cualitativo: el contorno de la cúpula diafragmática presentaba escalonamiento o continuidad, y otro cuantitativo: registro del desplazamiento de las cúpulas.

### Resultados y discusión

El *short-pitch-CT* produce un escalonamiento perceptible de la línea diafragmática, lo que nos da una idea de que el procedimiento no es de igual eficiencia que el *slow-CT*. Este efecto de escalonamiento es perceptible pero pequeño y homogéneo en relación a los que se realizan con técnicas diagnósticas convencionales en respiración libre. Además la fusión con *short-pitch-CT* sigue siendo capaz de estimar los movimientos diafragmáticos: en 4 fusiones realizadas, las diferencias registradas están entre 2.0 y 2.4 cm, en otras 4 entre 1 y 2cm, y en el resto por debajo de 1cm.

### Conclusiones

A la hora de elegir un CT para radioterapia debe pesar su *scantime* máximo.

En el caso de que no se disponga de *scantime* largos, ni de 4DCT, la mejor alternativa para medición de ITV es usa una técnica de *short-pitch-CT*.

## Evaluación de la función de transferencia de modulación para un equipo de tomografía computarizada

CASTRO TEJERO, P.\* , GARAYOA ROCA, J.

Hospital Universitario Puerta de Hierro. Majadahonda.

\* Correspondencia – C-e: pablo.castro@salud.madrid.org

**Palabras clave:** MTF, TC, resolución espacial, calidad de imagen.

### Introducción

La Función de transferencia de modulación (MTF) es una métrica utilizada habitualmente para describir las propiedades de resolución espacial de un sistema de imagen. Asumiendo que un escáner de Tomografía Computarizada (TC) puede aproximarse a un sistema lineal invariante, la aplicación directa de la Teoría de Sistemas Lineales nos permite abordar la obtención de la MTF. Asimismo, es posible descomponer la MTF en varias componentes lineales de manera que, en el espacio de frecuencias, la MTF global del sistema ( $MTF_{digital}$ ) puede expresarse como el producto de la MTF de la parte “analógica” ( $MTF_{pre}$ ) por otra que tenga en cuenta únicamente el proceso de digitalización o muestreo:

$$MTF_{digital} = MTF_{pre} \cdot MTF_{muestreo}$$

En el presente trabajo se analizan 3 métodos diferentes para la obtención de la MTF de un TC simulador de Radioterapia, estudiándose la influencia del proceso de muestreo sobre dicha función.

### Material y métodos

El estudio se basa en las imágenes obtenidas con el maniquí Catphan 600 (The Phantom Laboratory Inc., Salem, New York) y con un maniquí compuesto de una lámina de Aluminio de espesor 100  $\mu\text{m}$  colocada entre planchas de metacrilato. La adquisición de imágenes se realiza en un TC simulador de 16 cortes Toshiba Aquilion LB con una técnica de 120 kV, 300 mA, 1,5 s, DFOV 240 mm. Los parámetros de reconstrucción son 2 mm de espesor de corte, filtro de reconstrucción FC43 y tamaño de matriz de 512 x 512 (tamaño de píxel = 0,488 mm; frecuencia de Nyquist = 1,025  $\text{mm}^{-1}$ ). El análisis de las imágenes digitales, obtenidas en formato DICOM, se realiza mediante macros diseñadas mediante el programa informático *ImageJ*. Los métodos analizados para la obtención de la MTF son:

Método de la LSF (*Line Spread Function*) mediante la imagen de la lámina de Aluminio ligeramente angulada ( $1,4^\circ$ ). Es un método de sobremuestreo de la LSF a partir de la cual se puede obtener la MTF de premuestreo ( $MTF_{pre}$ ).

Método de la PSF (*Point Spread Function*) mediante la respuesta del sistema a un estímulo puntual proporcionado por una bola de Tungsteno de espesor 280  $\mu\text{m}$  que se encuentra dentro del maniquí Catphan. Proporciona una MTF de la imagen procesada ( $MTF_{digital}$ ).

Método del patrón de barras a partir de la imagen de un patrón de barras inmerso en el maniquí Catphan, en el que se asume que una onda cuadrada puede expresarse como una suma de ondas sinusoidales. También proporciona una MTF de la imagen procesada ( $MTF_{digital}$ ).

### Resultados y discusión

Tanto el tamaño del hilo de Tungsteno (280  $\mu\text{m}$ ) como de la lámina de Aluminio (100  $\mu\text{m}$ ) son lo suficientemente pequeños como para ser considerados como respuesta a un impulso. Aún así, ambos métodos fueron corregidos por el tamaño finito de dichos impulsos. El sobremuestreo conseguido mediante el método de la LSF permite situar la frecuencia de Nyquist en 42  $\text{mm}^{-1}$ , muy superior al muestreo presentado por la matriz de imagen, lejos de la región donde puede existir *aliasing*. El método de la PSF es más sensible al ruido debido al reducido número de puntos utilizados para el ajuste de la respuesta impulso a una función Gaussiana.

El acuerdo mostrado por los tres métodos es bueno para todo el rango de frecuencias, excepto la zona de bajas frecuencias en el método del patrón. La aproximación realizada por el método es válida para frecuencias por encima de 1/3 la frecuencia de corte,  $f_c$ . Teniendo en cuenta que la  $f_c$  observada se sitúa en torno a 10  $\text{mm}^{-1}$ , la aproximación pierde exactitud por debajo de 3  $\text{mm}^{-1}$  lo cual coincide con lo observado experimentalmente.

### Conclusiones

La función MTF ha sido determinada con el objetivo de caracterizar las propiedades de resolución espacial de un TC simulador. El empleo de un tamaño de píxel suficientemente pequeño (de manera que la matriz de la imagen no sea la componente limitante de la resolución espacial) hace que la medida de la MTF mediante el método de la LSF refleje las propiedades de resolución de la imagen *raw* reconstruida. Así, es posible estudiar la MTF de premuestreo del sistema. Mediante los métodos de la PSF y del patrón de barras podemos estudiar la MTF de las imágenes ya procesadas por el equipo. Los tres métodos presentan un buen acuerdo para la técnica empleada, por lo que la repercusión del proceso de digitalización sobre la MTF global parece poco significativa.

Método	MTF (pl/cm)		
	MTF 50%	MTF 10%	MTF 5%
LSF	3,6	6,7	7,8
PSF	3,7	6,3	7,4
Patrón	3,5	6,4	7,3



## **Presentación de un nuevo sistema de telediagnóstico en LINAC Siemens**

---

PERA CEGARRA, O.<sup>1,\*</sup>, QUERA JORDANA, J.<sup>1</sup>, FERNANDEZ VELILLA, E.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital de la Esplanza (Barcelona).

\* Correspondencia – C-e: [opera@parcdesalutmar.cat](mailto:opera@parcdesalutmar.cat)

**Palabras clave:** telediagnóstico, reparación averías, LINAC.

### **Introducción**

Se pretende realizar una presentación del sistema piloto de telediagnóstico del acelerador de la casa comercial Siemens que permite tanto de forma local como telemática acceder de forma no invasiva a una gran cantidad de datos del acelerador.

### **Material y métodos**

El sistema ha sido instalado como parte de un programa piloto en un acelerador Primus de Siemens y permite acceder mediante un software de desarrollo interno a gran cantidad de información concerniente al estado de la máquina de forma no intrusiva, como por ejemplo las tensiones de los segmentos de las cámaras, temperaturas de trabajo, tensiones de tarjetas de control, situación de las láminas, tiempos de funcionamiento, etc.

### **Resultados y discusión**

Como parte de la experiencia piloto esta herramienta se ha mostrado de gran utilidad de cara a la resolución de posibles averías, tanto para los técnicos desplazados, que cuentan con una herramienta rápida y poco invasivas, como para realizar consultas telemáticas por parte de personal de Siemens que no se encuentra físicamente en el hospital.

### **Conclusiones**

A tenor de los resultados obtenidos en esta primera toma de contacto, pensamos que el sistema presentado puede ser de gran utilidad no solo para los técnicos de la casa comercial, principalmente a reducir tiempos de avería, sino también para los mismos radiofísicos, ya que permitiría profundizar en el conocimiento del acelerador sin posibilidad de afectar a su funcionamiento.

## Utilización de complementos de Image J para la obtención de MTF, NNPS y DQE en CR y DR

SOTO PRADOS, P.<sup>1</sup>, RODRIGUEZ MARTÍN, G.<sup>2</sup>, MARTÍN ALBINA, M.L.<sup>1</sup>, MIQUELEZ ALONSO, S.<sup>1\*</sup>, IRIONDO IGERABIDE, U.<sup>1</sup>, MAÑERU CÁMARA, F.<sup>1</sup>, BRAGADO ALVAREZ, L.<sup>3</sup>, FORNER FORNER, A.<sup>1</sup>, OTAL PALACÍN, A.<sup>1</sup>, LOZARES CORDERO, S.<sup>1</sup>, PELLEJERO PELLEJERO, S.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona.

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario de La Princesa, Madrid.

<sup>3</sup> Servicio de Radiofísica Hospital Oncológico de San Sebastián.

\* Correspondencia – C-e: smiquela@navarra.es

**Palabras clave:** Image J, complementos, MTF, NNPS, DQE.

### Introducción

Se han analizado programas asociados a Image J que permiten el cálculo de la MTF, NNPS y DQE de sistemas de CR y DR. Los algoritmos se han comparado con los empleados en las hojas de cálculos del Servicio de Radiofísica del Complejo Hospitalario de Navarra (MathCad v11) y con los empleados por el programa MIQuaELa desarrollado en el Servicio de Radiofísica del Hospital Gregorio Marañón, Madrid y por las rutinas de comprobación de la universidad de Duke elaborados ambos en MATLAB. Se ha analizado la influencia que en el resultado final tienen factores como la linealización, la longitud de la LSF, etc.

### Material y métodos

Utilización del software “Image J”[1] y de los plugins asociados “DQE panel v7”[2] y “Expression”[3] sobre imágenes procedentes de equipos DR (general y mamografía) y CR. Se proponen las condiciones de análisis de la imagen descritas en las normas CEI 62220 1 y 2 y se analiza la viabilidad de su implementación, empleando un software de libre distribución. Se comparan resultados obtenidos empleando diversas condiciones y rutinas.

### Resultados y discusión

Se ha verificado la utilidad del software Image J y se describen los pasos a seguir para determinar (con Image J) las métricas que describen las prestaciones de detectores planos empleados para producir imagen diagnóstica. Se han analizado las divergencias en los resultados obtenidos empleando diferentes programas y algoritmos con las mismas imágenes. Hay que tener en cuenta: El algoritmo de cálculo, la linealización de las imágenes, el número de puntos empleados en los cálculos de la MTF a partir de la LSF y las diferencias entre tomar promedios en distancia a los ejes de cortes longitudinales y transversales y tomar para cada píxel la distancia radial exacta en el espacio de frecuencias.

Linealización : puede ser necesario realizar una linealización a tramos para conseguir errores individuales menores del 2%. Se han observado desviaciones en la DQE próximas al 14%. Para la NNPS se sugiere emplear un ajuste en el rango, previamente determinado, de los valores presentes en las imágenes planas a analizar.

Longitud de la LSF: en Image J es igual al producto del nº de puntos por el tamaño del subpixel. Para una longitud de 10 cm y píxel de 0.2 mm la diferencia entre MTF con 2000 puntos y MTF con 5000 puntos supera el 2.5 % (DQE  $\approx$  5%) las áreas bajo la curva difieren  $\approx$  1%.

El algoritmo empleado en Mathcad sigue el descrito en la norma CEI 62220. El algoritmo en Image J difiere del algoritmo de Mathcad en el suavizado por promedio de intervalo (bin) para la MTF y NNPS radial promedio, no existiendo diferencias en los NNPS en ejes (no radiales). El error es inferior el 3% .

DQE: empleando idénticas linealizaciones, las diferencias entre Image J y Mathcad son inferiores al 3 %.

### Conclusiones

Image J incorpora complementos que ofrecen una buena opción para obtener la DQE. Es necesario conocer las variables de cálculo y como afectan a los resultados. Es imprescindible también, asegurarse de que la linealización es adecuada. Cuando no es necesaria una linealización a tramos se puede utilizar “Curve Fitting” del submenú “Tools” del menú “Analyze”. Para realizar linealización a tramos se sugiere el empleo del complemento “Expression”.

### Referencias

[1] Wayne Rasband, *National Institutes of Health*, USA.

[2] Frank Rogge y Jurgen Jacobs.

[3] Uld Dittmer.



## Uso de la imagen portal como alternativa a las películas en el control de calidad del giro isocéntrico del gantry: validación frente al método clásico

CANDELA, F.\*, CÁMARA, A., MARTÍNEZ, D., MELCHOR, M.

Hospital Universitario de La Ribera. Alzira.

\* Correspondencia – C-e: fcandela@hospital-ribera.com

**Palabras clave:** control de calidad, parámetros geométricos, imagen portal, película.

### Introducción

En el control de la calidad del acelerador lineal de nuestro hospital, la prueba de comprobación del isocentro con el giro de gantry se ha venido realizando mediante película radiográfica (o radiocrómica) irradiada con campos estrechos (filiformes de 0.4cm x 14cm) a diferentes angulaciones, analizada posteriormente mediante el programa Utopía [1].

A fin de simplificar el proceso y reducir el uso de material fungible (películas radiográficas o radiocrómicas), se buscó un método alternativo basado en el sistema de imagen portal “Portal Vision”.

Realizamos aquí la descripción de este nuevo método y su comparación con el tradicional.

### Material y métodos

Sistema de visión portal “Portal Vision”, maniquí propio de control de calidad

Al usar el Portal Vision para esta prueba de control de calidad, el inconveniente inicial es que gira solidario al gantry y siempre perpendicular al haz, en contraposición a la película que queda fija sobre la mesa. Por esta razón el Portal Vision no permite capturar el patrón en estrella que el método tradicional sí permite.

Para resolverlo se ha elaborado un maniquí radioopaco con forma de varilla cilíndrica, de diámetro similar a la apertura de los anteriores campos filiformes. Este se coloca en posición completamente horizontal al plano de la mesa, con un ángulo de 60° sobre el eje sagital, y de modo que pase por el isocentro en su punto medio. Una vez así colocado, se irradia con un campo cuadrado uniforme de 14cm x 14cm desde varios ángulos de gantry, de modo que desde cada uno de ellos el Portal Vision vea una proyección diferente de la varilla. La combinación de todas estas imágenes proporciona un patrón en estrella en blanco sobre fondo negro, que posteriormente se invierte para generar el habitual patrón negro sobre fondo blanco. Esta es la imagen que se analiza.

Para comparar ambos métodos realizamos primero el control de calidad geométrico del isocentro de gantry del acelerador Varian 2100C/D mediante el método tradicional con película, e inmediatamente después mediante el maniquí propuesto. Ambas imágenes se analizan con el mismo programa Utopía, que nos da los resultados numéricos de la prueba.

### Resultados y discusión

Tras analizar las imágenes de ambos métodos se puede concluir que sus resultados son equiparables, siendo de hecho mejores los de método propuesto, ya que al irradiar la película con campos filiformes asimétricos entra en juego el posible desplazamiento de las mordazas con el giro de gantry, que puede falsear el resultado de la prueba. Y si bien es cierto que la prueba tradicional controla ambos parámetros de modo conjunto, dado que el desplazamiento de las mordazas con el giro de gantry se controla ya mediante otras pruebas, la sistemática aquí propuesta permite obtener valores del isocentro con giro de gantry más exactos sin relajar el control sobre el acelerador.

Como ejemplo de ello, si simulamos un desplazamiento de la mandíbula Y1 de 1mm al girar el gantry, el isocentro del acelerador calculado con el método tradicional de la película se sale fuera de tolerancia, pero el calculado con el método propuesto no se ve afectado.

### Conclusiones

Realizar este control geométrico del acelerador con el sistema de imagen portal y el maniquí propuestos entrega resultados más exactos y no afectados por otros parámetros geométricos del acelerador, tales como la posición de las mandíbulas. Además con ello se reduce el uso de material fungible (películas radiográficas o radiocrómicas), y entrega los resultados de modo inmediato, evitando los retrasos debidos al proceso de revelado de las películas.

### Referencias

- [1] Dorado Rodríguez, M.P., et al. (2007). “Valoración cuantitativa de tratamientos en radioterapia externa con la función o índice gamma. Presentación del software UTOPIA”. *Revista de Física Médica*. 8(1): 29-32.

## Marco matemático para la optimización del procesamiento de imagen de tórax

---

RAMIREZ, T.<sup>1,\*</sup>, SAMEI, E.<sup>2</sup>, BOWER, D.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Univ. Ntra. Sra. De Candelaria. S.C. Tenerife.

<sup>2</sup> RAI Labs. Duke University. Durham, NC. EUA.

\* Correspondencia – C-e: tonir.ecm@gmail.com

**Palabras clave:** procesamiento de imagen, tórax, radiografía computarizada (CR), radiología digital.

### Introducción

La calidad de imagen percibida depende del procesamiento de imagen aplicado y éste, a su vez, depende de una serie de parámetros (que varían según el fabricante) que pueden ser controlados por el usuario. El objetivo de este trabajo es evaluar como influyen diferentes parámetros de procesamiento en la calidad de imagen percibida por el observador para, de esta manera, poder configurar los equipos para obtener una calidad de imagen optimizada independiente del fabricante.

### Material y métodos

Para el desarrollo del trabajo se obtuvieron imágenes de un maniquí de tórax (Digital Phantom 07-646, Supertech) usando una técnica automática para un estudio de tórax ( $\cong 120\text{kVp}$  y  $2\text{mAs}$ ) en un equipo de rayos X convencional. Los IP se procesaron en dos equipos diferentes: un lector Kodak CR0950 (Eastman Kodak Company) y otro Philips PCR Eleva (Philips Medical Systems), en los cuales se han ido variando tres parámetros que afectan al resultado de la imagen final obtenido. Estos parámetros son para el equipo Kodak: brillo, latitud y contraste de detalle.

Para el análisis de las imágenes se utilizó el software “ImageJ” (Wayne Rasband, National Institutes of Health, USA) y en cada imagen se midió la señal, el ruido, el contraste y la razón contraste ruido (CNR) en los insertos de pulmón, corazón y abdomen del maniquí así como el contraste relativo pulmón-corazón.

Para cada cantidad medida en las imágenes obtenidas en el equipo Kodak se buscaron funciones de ajuste en función de los tres parámetros (brillo, latitud y contraste de detalle) usando el software Mathematica (Wolfram Research Inc., USA) y se realizó un proceso de ingeniería inversa para obtener el valor de estos parámetros dadas unas cantidades “objetivo”, obtenidas a partir de las imágenes del equipo Philips, y un rango de tolerancia que establece la diferencia permitida respecto al valor “objetivo”.

### Resultados y discusión

Las diferencias entre los valores calculados con las funciones de ajuste obtenidas para una serie de conjuntos de parámetros y sus valores medidos en las imágenes adquiridas usando dichos parámetros son siempre inferiores al 2% y en general son inferiores al 0.5%.

Considerando como valores “objetivo” de las cantidades de interés, los valores medidos en la imagen obtenida en el equipo Philips con el procesamiento de tórax utilizado en la práctica clínica y estableciendo unas tolerancias del 10% para señal y ruido y de un 37.5% para contraste e ignorando el CNR (considerando una tolerancia del 100%) se obtienen dos conjuntos de parámetros (brillo, latitud, contraste de detalle): (-9,10,-5) y (-8,11,-5). Introduciendo estos valores en las funciones de ajuste obtenidas, se observa que cumplen las tolerancias establecidas.

Si se intenta establecer una tolerancia baja para todas las cantidades se observa que no es posible obtener un buen acuerdo simultáneo debido a limitaciones físicas.

### Conclusiones

Se presenta un marco matemático para la optimización del procesamiento de la imagen de tórax. Los valores obtenidos, utilizando las funciones de ajuste matemáticas presentan muy buen acuerdo con las cantidades medidas. Se establece un método para obtener los valores de los parámetros que se deben configurar en el equipo a partir de unos valores que definen la calidad de imagen que se quiere obtener.



## Consultas para la gestión de procesos en Radiofísica y Radioterapia

MARTÍNEZ, D., MELCHOR, M.\* , CANDELA, F., CÁMARA, A.  
Hospital Universitario de La Ribera. Alzira.

\* Correspondencia – C-e: mmelchor@hospital-ribera.com

**Palabras clave:** gestión, base de datos, historia electrónica.

### Introducción

En el Hospital resulta necesario analizar los datos de los pacientes sometidos a Radioterapia, tanto desde los propios servicios de Radiofísica y de Radioterapia (para su gestión interna), como desde otros servicios o departamentos (como la Dirección de Calidad). La correcta gestión y análisis de estos datos permite un mejor control y análisis de la eficacia y eficiencia de cada uno de los procesos implicados.

Tradicionalmente esto se ha venido haciendo a partir de documentos e historias clínicas escritas en papel, lo que dificulta mucho el proceso. En los servicios de Radiofísica y Radioterapia del Hospital se ha implantado un sistema electrónico de gestión de datos de pacientes, tanto del plan de tratamiento como de la historia clínica de radioterapia, por lo que podemos aprovechar las ventajas que ello reporta para automatizar el análisis.

### Material y métodos

#### Material

Base de datos Oracle con los datos de los pacientes, Excel, SQL e historia electrónica del paciente (Oncentra Electronic Patient Folder, EPF) con la aplicación “List Manager”.

#### Métodos

La adopción de este sistema de análisis parte de que los datos estén en formato digital, almacenados en un servidor, y gestionados por una base de datos Oracle. En esta base de datos la distribución en tablas y la relación entre ellas son conocidas. Este sistema permite realizar consultas sobre la base de datos mediante el “List Manager”, interfaz de la aplicación Oncentra EPF que permite consultas escritas en SQL, y en el que se han implementado diferentes consultas para realizar los mencionados análisis de manera rápida.

Actualmente, entre otras, se encuentran implementadas las siguientes: Pacientes que cada médico tiene activos y fecha de inicio de cada uno, pacientes actualmente en tratamiento, pacientes activos que no están en tratamiento, pacientes planificados por Radiofísica, tiempos que transcurren entre las diferentes etapas de un paciente en el proceso radioterápico. También hay consultas que permiten controlar datos administrativos como la actividad del personal de ambos servicios. Los resultados de estas consultas están actualizados al momento en el que se pulsa el botón de ejecución de la consulta. Por otro lado, dado que las tablas que se obtienen del List Manager pueden exportarse a Excel, los datos pueden cruzarse con información proveniente de otras fuentes.

### Resultados y discusión

Tras más de dos años de experiencia y creciente desarrollo, los resultados más inmediatos han sido los siguientes:

- Disminución del tiempo necesario para elaborar los diferentes informes de gestión de los Servicios de Radiofísica y Radioterapia.
- Disminución de pérdidas de datos (por documentos trasapelados o perdidos) y mejora en la disponibilidad de los mismos (varias personas pueden consultarlos simultáneamente desde diferentes puestos de trabajo).
- Mejora de procesos, debido a que una mayor facilidad en el estudio y análisis de los datos facilita extraer mejores conclusiones (ahora existe la posibilidad de ordenarlos y analizarlos en tiempos razonables).
- Implementación de una serie de puntos de control para mejorar y facilitar la gestión de los datos.
- Además, se ha conseguido la reducción prácticamente a cero de la cantidad de papel utilizada (los documentos se guardan en formato digital).

### Conclusiones

El uso de esta herramienta ha contribuido de manera definitiva a la mejora de la gestión en dos aspectos:

- Es sencillo y rápido obtener datos para la realización de informes de funcionamiento tanto para los servicios de Radiofísica y Radioterapia como para otros departamentos del hospital.
- Es muy fácil detectar posibles “descuidos”, habiéndose mejorado el control sobre los procesos en ambos servicios, evitándose cualquier extravío de información.

## Validación de un método de segmentación automática para delineación de volúmenes en imágenes PET para radioterapia

LATORRE MUSOLL, A.<sup>1,\*</sup>, EUDALDO PUELL, T.<sup>1</sup>, RUIZ MARTÍNEZ, A.<sup>1</sup>, FERNÁNDEZ LEÓN, A.<sup>2</sup>, CARRASCO DE FEZ, P.<sup>1</sup>, JORNET SALA, N.<sup>1</sup>, RIBAS MORALES, M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Servei de Radiofísica i Radioprotecció, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.

<sup>2</sup> Servei de Medicina Nuclear, Hospital de la Santa Creu i Sant Pau. Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: alatorre@santpau.cat

**Palabras clave:** segmentación automática, Biological Target Volume, PET-CT, sistema de planificación de radioterapia.

### Introducción y objetivo

En radioterapia, la delineación del *Biological Target Volume* (BTV) mediante métodos automáticos o semiautomáticos de segmentación de la lesión en imágenes de tomografía de emisión de positrones (PET) con <sup>18</sup>F-FDG, es un tema de actual controversia en la literatura. Muchos autores alertan de los posibles errores en la definición del BTV usando estos métodos, y sin embargo, otros concluyen que usarlos reduce la variabilidad inter-observador frente a la delineación simplemente basada en la observación visual de la lesión.

Antes de poner en práctica clínica el uso de las imágenes PET para la delimitación del BTV, se ha hecho un estudio preliminar sobre maniquí, para validar las herramientas de segmentación automática basadas en umbrales de concentración de actividad, que implementan tanto el equipo PET-CT como el sistema de planificación Eclipse (v8.9) disponibles en nuestro centro.

### Material y métodos

Se ha utilizado el equipo PET-CT Gemini TF (Philips) para realizar adquisiciones del maniquí IEC Standard 61675-1 con insertos esféricos de entre 1.0 y 2.8 cm de diámetro interno. Se ha utilizado una concentración de actividad conocida de <sup>18</sup>F-FDG dentro de los insertos (simulando lesiones) y, en cada sucesiva adquisición, se ha variado la concentración del fondo de forma adecuada para obtener razones de concentración de actividad entre la lesión y el fondo (L:F) de 2:1 a 8:1. Se ha utilizado el protocolo de adquisición habitual en estudios de cuerpo entero, adaptado a las recomendaciones del test de calidad de imagen de las normas NEMA NU2-2007. Se ha utilizado un segundo maniquí cilíndrico homogéneo de 20 cm de diámetro y 30 cm de largo, con la misma concentración de fondo, adosado al primero pero fuera del *Field of View*. Las imágenes se han reconstruido con el algoritmo por defecto, con capacidad *time-of-flight*. Se han segmentado de forma automática las lesiones para distintos valores umbral de concentración de actividad. Por interpolación, se han determinado los valores umbral, relativos al máximo de cada lesión, para los cuales se obtiene el volumen real. Finalmente, se ha repetido la segmentación automática en el sistema de planificación Eclipse (v8.9) (Varian Medical Systems).

### Resultados y discusión

En primer lugar, se ha verificado la correcta transferencia de las imágenes, unidades y valores de píxel al sistema de planificación Eclipse.

En la Figura se representan los umbrales de concentración de actividad relativos al máximo de cada lesión que reproducen el volumen real de los insertos, para las distintas L:F, obtenidos en las estaciones de trabajo Gemini TF y Eclipse. Los resultados son compatibles con la literatura: el umbral se sitúa alrededor de un 40% para los insertos de mayor volumen y L:F mayores, y aumenta para lesiones pequeñas y L:F menores.

Se observa que los valores umbral son entre un 1 y un 10% superiores en Gemini TF que en Eclipse. Esta diferencia es sistemáticamente mayor para las lesiones pequeñas y para las L:F elevadas.

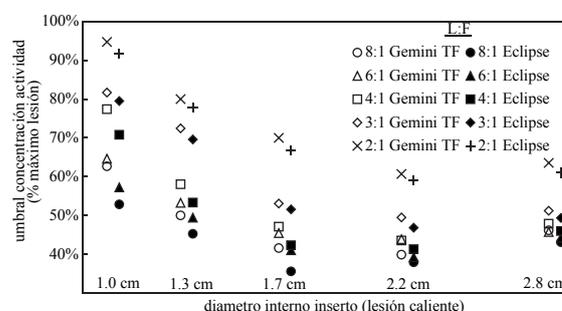
El sistema de planificación Eclipse reproduce mejor la forma geométrica de la lesión (esfera), que en Gemini TF son de apariencia poligonal. Esto sugiere diferencias entre el tipo de suavizado de imagen que realizan ambos sistemas para representar los *vóxeles* elementales de 4x4x4 mm<sup>3</sup>, cuyo efecto se acentúa para lesiones pequeñas y L:F elevadas, como muestran los resultados.

Finalmente, Eclipse (v8.9) no implementa unidades *Standardized Uptake Value* (SUV) ni permite localizar automáticamente la concentración de actividad máxima en cada lesión, herramientas que sí que implementa Gemini TF. Sin embargo, éste último no implementa el estándar DICOM RT.

### Conclusiones

Los resultados obtenidos con el método de segmentación automática utilizado son compatibles con la literatura, tanto con el equipo Gemini TF como con el sistema de planificación para Radioterapia Eclipse (v8.9).

Dado que los contornos obtenidos en Gemini TF no son transferibles al sistema de planificación, es obligado en nuestro caso el uso de Eclipse para realizar la segmentación automática. Mediante este trabajo, se ha justificado la validez de utilizar Eclipse puesto que preserva mejor la forma geométrica y las diferencias encontradas en los valores umbral de concentración respecto a Gemini TF no son clínicamente relevantes.



## Aplicación de técnicas de Super-Resolución (SR) de imagen a mapas de fluencia de dosis en la verificación de tratamientos de IMRT

CORTÉS RODICIO, J.\*, JIMÉNEZ ALBERICIO, F.J., LALIENA BIELSA, V., CANELLAS ANOZ, M., MILLÁN CEBRIÁN, E., HERNÁNDEZ VITORIA, A., GARCÍA ROMERO, A., ORTEGA PARDINA, P.

HCU Lozano Blesa (S<sup>o</sup> Física y Protección Radiológica). Zaragoza.

\* Correspondencia – C-e: jcortes.rodicio@gmail.com

**Palabras clave:** Super-Resolución, verificación IMRT, mapa de fluencia, técnicas de imagen.

### Introducción

Las técnicas de super-resolución (SR) han sido aplicadas en numerosos campos del tratamiento de imagen como la tele-detección, cámaras de seguridad, imágenes médicas, etc, explotando el contenido de información de un conjunto de imágenes de un mismo fenómeno para tratar de aumentar la frecuencia de muestreo final en una imagen de alta resolución (HR). Para ello es necesario que el punto de captura sea diferente en cada imagen de forma que existan desplazamientos sub-píxel. Usando estas técnicas se ha conseguido mejorar la resolución que proporciona una matriz bidimensional de detectores (MatrixX) en la verificación de mapas de fluencia de tratamientos de IMRT.

### Material y métodos

Con la matriz bidimensional de detectores MatrixX (32x32 cámaras de ionización de 4,5mm de diámetro separadas 7,62mm) se tomarán varios mapas de fluencia para un mismo tratamiento de IMRT variando ligeramente la posición relativa entre la matriz de detectores y el eje del haz de radiación. Los campos son producidos por un acelerador lineal Mevatron-Oncor<sup>TM</sup> con un dispositivo EPID de silicio amorfo (OptiVue<sup>TM</sup> 1000 ST).

Se ha desarrollado un software en Matlab<sup>TM</sup> para generar la imagen SR a partir de cuatro imágenes de baja resolución (LR) conocidos los desplazamientos existentes entre ellas mediante la técnica de interpolación directa.

Finalmente, se compara el mapa de dosis que proporciona el EPID con los mapas de fluencia LR y SR. La evaluación de las diferencias obtenidas se ha realizado por medio del análisis gamma que proporciona un software comercial (Omni-Pro-IMRT versión 1.7. de IBA Dosimetry), tomando un 3% de dosis/3mm de distancia como parámetros del análisis y un umbral de análisis del 10% de la dosis máxima.

### Resultados y discusión

Se muestra a continuación un ejemplo con la imagen medida por MatrixX, la generada mediante el software de SR y la obtenida por el EPID, así como un cuadro resumen del análisis gamma para cuatro campos de IMRT:

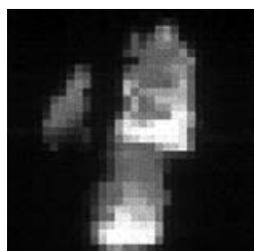


Imagen MatrixX

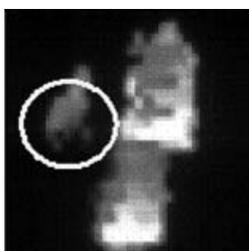


Imagen SR



Imagen EPID

Campo#	píxeles	gamma[1,2)	gamma > 2
#1 MatrixX	420	0,95	0
#1 SR	1593	1,26	0
#2 MatrixX	301	0	0
#2 SR	1227	0,9	0
#3 MatrixX	499	1,2	0
#3 SR	1987	1,76	0
#4 MatrixX	440	1,82	0
#4 SR	1791	1,84	0

El análisis gamma tanto de las imágenes SR como de las del MatrixX con respecto al EPID proporciona los mismos resultados en ambos casos, si bien aumenta ligeramente debido quizás a imprecisiones en el proceso de generación de la imagen SR (<1%). No obstante este detrimento en la estadística gamma queda justificado por la mejora visual de los mapas de fluencia en tanto en cuanto se resuelven detalles que pasan completamente desapercibidos con los mapas de dosis que proporciona la matriz bidimensional MatrixX.

### Conclusiones

Se ha comprobado que se puede mejorar la resolución de los dispositivos de medida basados en cámara de ionización (MatrixX) a partir de técnicas de SR de imagen. Cabe decir que, si bien es cierto que el método de reconstrucción tiene limitaciones básicas de difícil solución (tamaño del detector, número de imágenes LR), se ha conseguido obtener imágenes de alta resolución de mapas de fluencia de dosis en los que es posible distinguir detalles que es imposible ver en las imágenes LR manteniendo la estadística gamma invariante en ambos casos. Debido a esto pueden resultar útiles a la hora de realizar una verificación extra de un tratamiento de IMRT.

## Reconstrucción de los aplicadores Utrecht por resonancia magnética en braquiterapia ginecológica de cervix

---

PEREZ-CALATAYUD, J.<sup>1,2</sup>, CARMONA, V.<sup>1</sup>, LLISO, F.<sup>1</sup>, RICHART, J.<sup>2</sup>, BALLESTER, F.<sup>3</sup>, PUJADES, M.C.<sup>1,\*</sup>, CAMACHO, C.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Sección de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Hospital La Fe, Valencia.

<sup>2</sup> Sección de Radiofísica. Servicio de Radioterapia. Hospital Clínica Benidorm, Benidorm (Alicante).

<sup>3</sup> Departamento de Física Atómica Molecular y Nuclear. Universidad de Valencia, Valencia.

\* Correspondencia – C-e: mpuclau@gmail.com

**Palabras clave:** braquiterapia intersticial, carcinoma de cervix, aplicador de Utrecht, GEC-ESTRO, RMI.

### Introducción

Las recomendaciones GYN-GEC-ESTRO establecieron la conveniencia de realizar una imagen 3D de resonancia magnética (RM) en la planificación del tratamiento de braquiterapia (BT) en el cáncer de cuello uterino. El objetivo de combinar braquiterapia intracavitaria / intersticial es adaptar la dosis de radiación a la anatomía de la paciente con una mejor cobertura del CTV de alto riesgo y CTV de riesgo intermedio. Para este fin se han desarrollado varios aplicadores: la plantilla Perineal Universal Intersticial Martínez (MUPIT), la plantilla de Syed-Neblett, originalmente descrita como la “mariposa transperineal parametrial”, el aplicador de Viena y el aplicador de Utrecht. El objetivo de este trabajo es describir nuestra experiencia en la reconstrucción basada en RM de los aplicadores de Utrecht, para el que no existen maniqués dummy.

### Material y métodos

En nuestro Servicio se usan aplicadores de Utrecht combinando técnica intersticial / intracavitaria en el cáncer de cervix. La aplicación de HDR-BT consiste en 4 fracciones de 7 Gy, después de recibir 45 Gy de RT3D. Para adquirir las imágenes se han utilizado dos equipos diferentes de resonancia magnética: un equipo de 1.5T (GEMS SIGMA Excite) y otro de 3T (Siemens TrioTim). Las imágenes se importan en el sistema de planificación de tratamiento Oncentra MasterPlan (V 3.2, Nucletron) para calcular la distribución de dosis.

Para cada aplicación, se realizan varias adquisiciones de RM con aplicador in situ: tres ponderados en T2 (con cortes de 4.5 mm) y realce Turbo Spin Echo (TSE), y un estudio Steady State Free Precesión (1,5 mm de corte).

La planificación se basa en un conjunto de imágenes coronales en 3D, dedicadas a la reconstrucción geométrica de los catéteres, junto con imágenes transversales que tienen por objeto la definición de los volúmenes de interés por el oncólogo radioterapeuta. En cuanto a la reconstrucción de las agujas intersticiales, la información de la retracción de la escala del aplicador se implementa en Oncentra MasterPlan, con la ayuda de las herramientas de medición de distancia en los planos reconstruidos paracoronal / parasagital que contienen las agujas. A su vez, se utiliza la marca de color negro que corresponde a la posición de la aguja en plano transversal.

### Resultados y discusión

Se presentan varios ejemplos para ilustrar la rapidez y eficiencia del proceso que se ha descrito, el cual permite la reconstrucción de los aplicadores de Utrecht sin necesidad de maniquí dummy. Aunque inicialmente se utilizó el estudio a 1.5T, en la actualidad se usa en rutina el estudio 3T evitando las importantes dificultades prácticas de visualización de los catéteres con la unidad de campo magnético menor.

### Conclusiones

Se ha establecido un método adecuado para la reconstrucción del aplicador Utrecht basado en adquisiciones 3T MRI.

## Hidratación del detector en cámaras Symbia

MANCHADO, F., RUIZ-LÓPEZ, M.A., SIMANCAS, F., JEREZ-SAINZ, I., GUIRADO, D., VILCHES, M.\*  
H. U. San Cecilio. Granada.

\* Correspondencia – C-e: manuel.vilches.sspa@gmail.com

**Palabras clave:** gammacámara, hidratación, calidad de imagen.

### Introducción

La hidratación del cristal de INa de una gammacámara provoca un deterioro gradual e irreversible del detector que se manifiesta, generalmente, con la aparición de una distribución de regiones con defecto de conteo que se caracterizan por su simetría circular y su aleatoriedad en posiciones y diámetros, por lo que se conoce con la palabra inglesa *measles* (sarampión) [1]. La hidratación del cristal se produce al contacto con el aire y es indicativa de que la hermeticidad de la cápsula es deficiente o bien de que el cristal ha sido expuesto durante el proceso de fabricación.

### Material y métodos

El defecto de cuentas por hidratación se debe a que la hidratación produce una pérdida de transparencia local en el cristal. Los eventos de interacción ocurridos dentro de estas regiones parcialmente traslúcidas implican una mayor atenuación del pulso luminoso y por tanto menor energía detectada, por lo que se ubican en regiones del espectro por debajo de la ventana de adquisición usual. Estos defectos pueden pasar desapercibidos al menos inicialmente, dado que las correcciones de uniformidad son capaces de compensarlos satisfactoriamente. Su diagnóstico se basa entonces en la adquisición de imágenes con ventana energética desplazada y con las correcciones de uniformidad deshabilitadas. En estos casos, cuando utilizamos una ventana de adquisición alta, las zonas hidratadas aparecen como defectos de conteo. Por el contrario, cuando utilizamos una ventana de adquisición baja, estas mismas regiones aparecerán como excesos de conteo.

En los últimos meses, dos equipos idénticos (Siemens Symbia) e instalados en la misma época en nuestros hospitales, han presentado faltas de uniformidad (en 3 de los cuatro cristales) que si bien eran compensadas por las matrices de uniformidad adquiridas periódicamente, reaparecían tras un periodo de tiempo. El patrón, repetitivo, no fue identificado en su momento pues no se realizan comparaciones de las matrices adquiridas a lo largo del tiempo en el programa de control de calidad (ningún protocolo recomienda realizar esta comparación). Finalmente se asociaron estos defectos a una posible hidratación de los cristales. Los cristales fueron sometidos a un test exhaustivo y la hidratación ha sido confirmada en los tres cristales afectados.

### Resultados y discusión

Dos de los cristales presentan un patrón muy similar de manchas (fig.1, columnas b y d) tanto con corrección (fila superior) como sin corrección (filas inferiores). El tercero (columna c) presentaba una falta de uniformidad de textura filamentososa y exceso de conteo que no parecía corresponder a una hidratación. El test con subventana y sin correcciones muestra claramente que tal patrón corresponde en realidad a un conjunto muy numeroso de puntos de hidratación. El exceso de conteo es debido a que una hidratación tan intensa condiciona el uso clínico de una ventana de energía baja en la que los puntos hidratados aparecen como excesos de conteo y la textura filamentososa a la aplicación de la corrección de uniformidad.

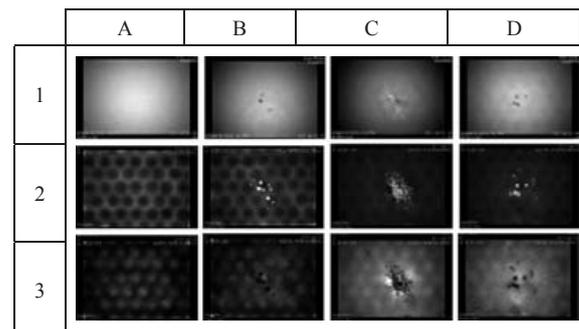
Esta coincidencia en tiempo y forma de la hidratación de ambos equipos es difícilmente azarosa y podemos sospechar un defecto de fabricación en los cristales empleados en estos equipos que debería confirmarse con un estudio que implique a otros equipos similares.

### Conclusiones

Dado que los defectos por hidratación pueden pasar desapercibidos en los controles comunes, se recomienda realizar un test específico periódicamente. Además, pueden existir patrones sutiles pero repetitivos que nos indiquen un malfuncionamiento del equipo y que superan los criterios de uniformidad convencionales que sí podrían ser detectados aplicando técnicas de control estadístico de calidad con memoria, donde dicho patrón fuera progresivamente más visible, por ejemplo, acumulando en una única matriz promedio las adquisiciones sucesivas de un periodo retrospectivo de extensión prefijada.

### Bibliografía

[1] IAEA, *IAEA Quality Control Atlas for Scintillation Camera Systems*, IAEA, 2003.



**Figura 1:** imágenes adquiridas con corrección y ventana centrada (fila 1) y sin corrección, con sub ventana (fila 2) y sobre ventana (fila 3) para los cuatro cristales implicados.



# Área 04

## Dosimetría clínica en el diagnóstico con radiaciones. Dosimetría interna

Dosis a pacientes en radiodiagnóstico

Dosis a pacientes en el diagnóstico nuclear

Dosimetría interna. Maniqués

Estimación de dosis en el intervencionismo

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





Dosimetría interna por procedimientos en medicina nuclear . . . . .	227
Carrera Magariño, F., Salgado García, C., Ruiz Manzano, P., Rivas Ballarín, M.A., Jiménez Heffernan, A., Sánchez Segovia, J.	
Calibración de la película radiocrómica GafchromicEBT2 para la evaluación de la dosis en piel en radiología intervencionista. . . . .	228
Miñano Herrero, J.A., Roldan Arjona, J.M., Martínez-Luna, R.J., Soler Cantos, M.M.	
Dosis efectivas asociadas a las exploraciones híbridas habituales en medicina nuclear realizadas a pacientes adultos . . . . .	229
Camacho López, C., García Martínez, M.T., Martí Vidal, J.F., Falgás Lacuela, M., Vercher Conejero, J.L.	
Dosis efectivas asociadas a dos exploraciones PET-CT habituales en pacientes pediátricos . . . . .	230
Camacho López, C., García Martínez, M.T., Martí Vidal, J.F., Falgás Lacuela, M., Vercher Conejero, J.L.	
Protocolo y resultados de las estimaciones de dosis equivalente en útero en 500 exploraciones de radiodiagnóstico . . . . .	231
Gago Gómez, P., Hurtado Sánchez, A., Gómez Cores, S., Sierra Díaz, F., González Ruiz, C., Gómez Calvar, R., Herranz Crespo, R.	
Dosis a pacientes en TAC utilizado para corrección de atenuación y localización en estudios de medicina nuclear . . . . .	232
Hernández Rodríguez, J., Montes Fuentes, C., Caminero López, F., Tamayo Alonso, P., García Repiso, S., Verde Velasco, J.M., Ramos Pacho, J.A., Martín Rincón, C., Gómez Llorente, P.L., De Sena Espinel, E., Fernández Bordes, M.	
Dosis en la superficie de entrada en exploraciones pediátricas de tórax con distintos sistemas de imagen . . . . .	233
Bermúdez Luna, R., España López, M.L., García Castañón, P., Rodríguez Martín, G., Fernández Bedoya, V.	
Elaboración de una aplicación para el control de la dosis impartida por equipos de radiología digital . . . . .	234
Andrés Rodríguez, C., Torres Cabrera, R., Agulla Otero, M., Hernando González, I.	
Dosis a paciente en exploraciones de radiología intervencionista durante un año . . . . .	235
Miñambres Moro, A., Fernández Letón, P., García Ruiz-Zorrilla, J., Pérez Moreno, J.M., Zucca Aparicio, D.	
Autorización del CSN al SDPI de TECNATOM para dosimetría indirecta . . . . .	236
Durán, M.T., Marchena, P., Bravo, B., Alonso, A.	
Mejora de la AMD en contadores tipo quicky para conseguir un nivel derivado de registro de 0,2 mSv en contajes de salida en recargas . . . . .	237
Bravo Pérez-Tinao, B., Marchena González, P., Sollet Sañudo, E.	
Estudio comparativo de parámetros dosimétricos en tomógrafos multicorte en exploraciones de pacientes adultos . . . . .	238
Jiménez Domínguez, M., Perucha Ortega M., Rodríguez Alarcón C., Sánchez Carmona G., Herrador Córdoba, M.	
Simulación en radiología intervencionista y medida de dosis a pacientes . . . . .	239
Herráiz Lablanca, M.D., Díaz Romero, F., Hernández Armas, J.	
Estimación de la dosis efectiva en la adquisición de imágenes volumétricas en un equipo Elekta synergy . . . . .	240
Núñez Martínez, L.N.M., García Fidalgo, M.A., Lope Lope, R., Ruiz Pomar, J., Martín González, T.	

Dosis de radiación al paciente y al radiólogo durante la realización de tomografía computarizada en tórax: programa de diagnóstico precoz del cáncer de pulmón, biopsia guiada y simulación del tratamiento oncológico radioterápico del cáncer de mama. . . . .	241
Pastor Sanchis, V., Martínez Sánchez, J.M., Palma Copete, J.D., Crispín Contreras, V., Casal Zamorano, E., De los Dolores Alemany, V., Gonzalez Perez, V., Gimeno Olmos, J., Guardino de la Flor, C.	
Estimación de dosis absorbida con CBCT en estudios de próstata medida con cámara lápiz y TLD's . . . . .	242
Alonso Iracheta, L., Capuz Suárez, B., Córdoba Gómez, D., Gómez Martín, C., Maravilla Limorte, M., Béjar Navarro, M.J., Colmenares Fernández, R., Morís Pablos, R., Rot Sanjuán, M.J.	
Estudio comparativo de estimación de dosis en el cambio de un mamógrafo convencional a un mamógrafo digital. . . . .	243
Vázquez Vázquez, R., Otero Martínez, C., Soto Búa, M., Santamarina Vázquez, F., Carril Iglesias, S., Lobato Busto, R., Luna Vega, V., Mosquera Sueiro, J., Sánchez García, M., Pombar Cameán, M.	
Comparación de la dosis depositada entre el sistema OBI y el Truebeam Imaging system de Varian . . . . .	244
Pino, F., Navarro, D., Sancho, I., Lizuain, M.C.	
Adaptación de los protocolos de adquisición de imágenes de TC pediátricos en un servicio de urgencia. Valoración de la calidad de imagen y dosis. . . . .	245
Batista Arce, A., González López, S., Catalán Acosta, A., Casares Magaz, O, Hernández Armas, O., Hernández Armas, J.	
Atenuación y calidad de imagen en el empleo de protectores de bismuto en exploraciones de TC de tórax . . . . .	246
García Ruiz-Zorrilla, J., Fernández Letón, P., Martínez Gómez, L.C., De la Casa de Julián, M.A., Gilarranz Moreno, R., Zucca Aparicio, D., Miñambres Moro, A., Pérez Moreno, J.M.	



## Dosimetría interna por procedimientos en medicina nuclear

CARRERA MAGARIÑO, F.<sup>1\*</sup>, SALGADO GARCÍA, C.<sup>2</sup>, RUIZ MANZANO, P.<sup>3</sup>, RIVAS BALLARÍN, M.A.<sup>3</sup>, JIMÉNEZ HEFFERNAN, A.<sup>2</sup>, SÁNCHEZ SEGOVIA, J.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Juan Ramón Jiménez. Huelva.

<sup>2</sup> Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Juan Ramón Jiménez. Huelva.

<sup>3</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa". Zaragoza.

\* Correspondencia – C-e: francisco.carrera.sspa@juntadeandalucia.es

**Palabras clave:** dosis a órganos, dosis efectiva, radiofármaco, medicina nuclear.

### Introducción

El Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza presentó un libro de cálculo para la estimación de las dosis a pacientes en medicina nuclear diagnóstica. Dicho libro se puso a disposición de la comunidad de especialistas, y fue ampliamente difundido y empleado por diversos servicios de medicina nuclear. Sin embargo, a pesar de que se dispusieron las herramientas, no se incluyeron finalmente factores de conversión dosis equivalente a órganos/actividad incorporada para pacientes pediátricos. Por otra parte, con el tiempo han aparecido nuevos radiofármacos, fundamentalmente los marcados con emisores de positrones, y se han publicado nuevos factores de conversión para algunos otros por parte de la CIPR (Comisión Internacional de Protección Radiológica).

En este trabajo presentamos una versión actualizada del referido Libro de cálculo.

### Material y métodos

Para la elaboración del libro de cálculo se ha empleado Microsoft® Excel® 2003. Los factores de conversión dosis equivalente a órganos/actividad incorporada y dosis efectiva/actividad incorporada se han obtenido de los informes 53, 80 y 106 de CIPR, y para aquellos radiofármacos no incluidos en los informes anteriores, se han realizado búsquedas bibliográficas exhaustivas, con el fin de contar con la mejor evidencia disponible.

Se ha incluido también una rutina para estimar la dosis efectiva como consecuencia de la tomografía que se realiza a algunos pacientes para corrección por atenuación y registro de imagen anatómica en los SPECT/CT (Tomógrafo computerizado por emisión de fotón único/tomógrafo computerizado). Dicha dosis efectiva se obtiene de multiplicar el valor del producto dosis longitud (PDL) suministrado por el equipo por el factor de conversión dosis efectiva/PDL correspondiente a la región anatómica estudiada.

### Resultados y discusión

El Libro de cálculo dispone de una Hoja de referencias, otra para el cálculo de dosis a órganos y dosis efectiva por procedimientos radioisotópicos, que requiere la introducción de los datos del paciente (nombre, apellidos y fecha de nacimiento), radionucleido, radiofármaco, y actividad administrada. La hoja indica la dosis a los órganos que contribuyen a la dosis efectiva, la propia dosis efectiva, la referencia de la que provienen los factores empleados. No se requiere ninguna distinción en la introducción de datos entre pacientes adultos o niños: con la introducción de la fecha de nacimiento se aplican los factores adecuados.

Una segunda Hoja de cálculo permite la estimación de la dosis efectiva por la tomografía de rayos X, indica la dosis efectiva total recibida por el paciente, y el tiempo equivalente de exposición a la radiación natural, para facilitar la información del médico al paciente.

Se presentan algunos datos comparados de dosis recibidas por pacientes atendidos en los Servicios de Huelva y Zaragoza.

### Conclusiones

En la actualidad es cada vez más una exigencia la cultura de seguridad del paciente y de calidad en nuestro trabajo. Los programas de Acreditación inciden en esto, y exigen una información completa y veraz al paciente. La comunicación y registro de la dosis de radiación recibida por un procedimiento médico es un buen ejemplo. La herramienta presentada permite cumplir con esta premisa de una manera eficiente

## Calibración de la película radiocrómica Gafchromic® EBT2 para la evaluación de la dosis en piel en radiología intervencionista

MIÑANO HERRERO, J.A.\* , ROLDAN ARJONA, J.M., MARTÍNEZ-LUNA, R.J., SOLER CANTOS, M.M.

Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Reina Sofía. Córdoba (España).

\* Correspondencia – C-e: josea.minano.sspa@juntadeandalucia.es

**Palabras clave:** dosimetría en vivo, película radiocrómica, radiología intervencionista, dosis paciente.

### Introducción

La estimación de la dosis en la superficie de entrada (DSE) en procedimientos de radiología intervencionista es de interés para identificar aquellos que por sus características puedan dar lugar a lesiones en piel. La finalidad del presente trabajo es analizar la posibilidad de uso de la película radiocrómica GAFCHROMIC® EBT2 en la estimación de la DSE en estos procedimientos. Para ello se ha obtenido una curva de calibración en el rango de dosis de este tipo de exploraciones comprobándose su validez en relación con la dosis impartida en maniquí de metacrilato expuesto a valores similares de tiempos de fluoroscopia y número de adquisiciones de los empleados en los mencionados procedimientos.

### Material y métodos

La película empleada fue la GAFCHROMIC® EBT2 con número de lote A08060905B que fue cortada en cuadrados de 3x3 cm<sup>2</sup> numerados y marcados para poder identificar en todo momento la dirección de recubrimiento (coating). La calidad del haz de radiación empleada fue 80 kVp y 3.1 mm Al de HVL. La irradiación se realizó a una distancia de 40 cm del foco, sin retrodispersión y con un campo de 10x10 cm<sup>2</sup>. Se expusieron 21 muestras de película hasta 1650 mGy con un espaciado aproximado de 80 mGy. Las dosis dadas a las películas se calcularon a partir de las medidas de rendimiento hechas a la distancia mencionada con un multímetro Barracuda. El escáner empleado es un Epson Expresión 10000 XL. El escaneo se realizó con una resolución de 300 ppp y profundidad de 16 bits por color. Como programa de análisis se ha utilizado ImageJ. La curva de dosis frente al valor promedio de pixel se ha obtenido mediante ajuste por mínimos cuadrados a un polinomio de tercer grado.

Se usó un equipo Siemens, modelo Artis Zee para simular, sobre 20 cm de PMMA, procedimientos intervencionistas con tiempos de fluoroscopia entre 10 y 30 minutos, número de adquisiciones entre 10 y 170 imágenes y distintos modos de operación que dan lugar a distintas calidades de haz. Las dosis impartidas se midieron con una cámara RADCAL 20x6-60 conectada a un electrómetro 2026C.

### Resultados y discusión

El coeficiente de correlación de la curva obtenida es superior a 0.999. La tabla muestra la calidad de radiación, la dosis medida con cámara de ionización y el error de la dosis estimada con película. Las filtraciones y tensiones separadas por barra indican los valores de estos parámetros seleccionados por el equipo en fluoroscopia y en adquisición.

Las especificaciones del fabricante indican un rango de dosis útil comprendido desde 10 mGy a 10 Gy en el canal rojo, sin embargo los valores recogidos en la tabla muestran que únicamente por encima de,

aproximadamente, 150 mGy las lecturas obtenidas son aceptables. Por encima del mencionado valor los errores obtenidos son comparables a los de otros sistemas de dosimetría en vivo. Ehringfeld y col. [1] documentan errores para TLD con un rango comprendido desde -18.3% a +3.0% y en mosfet el rango va desde -9.2% a 0.0%. En el caso de la película EDR2 de kodak, Morrell y col. [2] obtienen un rango de error comprendido entre -10% y +25% proveniente de la fuerte dependencia con la calidad del haz.

Filtración del tubo	Tensión (kVp)	Dosis (mGy)	Error (%)
3 mm Al, 0.1 mm Cu	74/87	48	56
3 mm Al, 0.6/0.1 mm Cu	65/67	95	-30
3 mm Al	73/85	165	6
3 mm Al, 0.6/0.1 mm Cu	65/67	213	-11
3 mm Al, 0.3/0.1 mm Cu	66/79	490	0.8
3 mm Al, 0.3/0.1 mm Cu	66/79	770	3
3 mm Al, 0.3/0.1 mm Cu	66/79	1020	4
3 mm Al, 0.3/0.1 mm Cu	66/79	1280	8
3 mm Al, 0.3/0.1 mm Cu	66/79	1480	9

### Conclusiones

La película radiocrómica GAFCHROMIC® EBT2 puede ser de utilidad para la estimación de dosis en la superficie de entrada en procedimientos de radiología intervencionista de finalidad terapéutica por encontrarse en estas exploraciones tiempos de escopia y número de adquisiciones que van a dar lugar a dosis en el rango útil de la curva.

### Referencias

- [1] Ehringfeld, C. y col. (2005) "Application of comercial MOSFET detectors for in vivo dosimetry in the therapeutic x-ray range from 80 kV to 250 kV". *Phys. Med. Biol.* 50, 289-303.
- [2] Morrell y col. (2004). "Calibration of Kodak EDR2 film for patient skin dose assessment in cardiac catheterization procedures". *Phys. Med. Biol.* 49, 5559-5570.



## Dosis efectivas asociadas a las exploraciones híbridas habituales en medicina nuclear realizadas a pacientes adultos

CAMACHO LÓPEZ, C.<sup>1\*</sup>, GARCÍA MARTÍNEZ, M.T.<sup>2</sup>, MARTÍ VIDAL, J.F.<sup>1</sup>, FALGÁS LACUELA, M.<sup>3</sup>, VERCHER CONEJERO, J.L.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Sección de Radiofísica. Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario La Fe de Valencia.

<sup>2</sup> Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario La Fe de Valencia.

<sup>3</sup> Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario La Fe de Valencia.

\* Correspondencia – C-e: cris.camacho.84@gmail.com

**Palabras clave:** dosis efectiva, Imagen híbrida, SPECT-CT, PET-CT, tiempo equivalente de radiación natural.

### Introducción

Las técnicas de diagnóstico por imagen en Medicina Nuclear han experimentado una rápida evolución recientemente, debida en gran medida a la introducción de las modalidades híbridas, SPECT-CT y PET-CT. El rango de aplicaciones clínicas de esta tecnología es amplio, y entre las más habituales encontramos los estudios oncológicos, cardíacos y neurológicos.

La existencia de un número variado de modelos SPECT-CT y PET-CT disponibles y la gran variabilidad en los protocolos de trabajos seguidos para la adquisición de imagen, repercuten en gran medida tanto en la dosis impartida al paciente como en la problemática para la estimación de la misma.

Debido a que este aspecto no está lo suficientemente documentado en la bibliografía, el objetivo principal de este trabajo es dar una idea general de la dosis efectiva (E) que puede ser impartida en las exploraciones híbridas SPECT-CT y PET-CT más comunes realizadas a pacientes adultos. Se expresará E según el Tiempo Equivalente de Radiación Natural (TERN) y se estudiará, para cada exploración, el porcentaje de la dosis total debida a la fase CT.

### Material y métodos

La dosis efectiva global en una exploración híbrida es la suma de las dosis debidas a la irradiación de origen interno (administración de radiofármaco) y externo (estudio CT):  $E = E_{\text{int}} + E_{\text{ext}}$ .

Los datos de cada parte se han recopilado mediante una amplia búsqueda bibliográfica, intentando que estuviesen lo más actualizados posible. Así, para  $E_{\text{int}}$  se ha dado prioridad a las estimaciones dosimétricas basadas en las publicaciones ICRP más actuales (ICRP 103 y 106), seguidas de aquellas publicaciones menos recientes. Por otra parte, para estimar  $E_{\text{ext}}$  el orden de prioridad ha sido el siguiente: datos bibliográficos asociados a la parte CT de cada exploración híbrida concreta, y estimación de la dosis por CT según la zona del cuerpo implicada en la exploración.

Para expresar E en función del TERN hemos usado la ecuación:

Se estima que la tasa de dosis de radiación natural (RN)

$$TERN (\text{años}) = \frac{E (\text{mSv})}{RN (\text{mSv/año})}$$

es en promedio de 2,4 mSv/año.

### Resultados y discusión

La gran casuística de datos dosimétricos encontrados en la bibliografía provoca que dar un único valor de E para cada exploración, o valores promedio, sea una importante pérdida de información. Por tanto, se muestra el intervalo  $[E_{\text{min}}, E_{\text{max}}]$  asociado a cada estudio, que contiene todos los diferentes valores recopilados.

La exploración que supone la dosis más baja es el SPECT-CT para localización del ganglio centinela:  $[E_{\text{min}}, E_{\text{max}}] = [0,5; 4,3]$  mSv. En el otro extremo, el SPECT-CT con ProstaScint (<sup>111</sup>In-Capromab Pendetide), para diagnóstico inicial de cáncer de próstata, es la exploración que imparte la dosis más elevada, hasta 49,05 mSv.

En líneas generales, se pueden clasificar las exploraciones en tres grupos: encontramos diecisiete estudios en los que  $E_{\text{max}} \leq 10$  mSv (catorce son SPECT-CT y sólo tres son PET-CT), dieciséis en los que  $10 \text{ mSv} < E_{\text{max}} \leq 25$  mSv (la mayoría de estudios PET-CT de cuerpo entero se incluyen en este grupo) y seis exploraciones con  $E_{\text{max}} \geq 25$  mSv.

Por su parte, el TERN varía desde los 2,6 meses hasta los 20,4 años. Todos los estudios analizados, salvo uno (detección de ganglio centinela, cuyo TERN<sub>min</sub> corresponde a los 2,6 meses) equivaldrían a más de un año de exposición a la radiación natural. La contribución de la fase CT del estudio a dichas dosis efectivas globales es muy variada, con porcentajes que varían desde el 2,1% hasta el 93%. Esta contribución depende en gran medida del protocolo de adquisición de la imagen y de su propósito. Para un mismo tipo de exploración, adquirir un CT con fines diagnósticos supone un cierto aumento de la dosis global respecto a la adquisición para corrección por atenuación y localización anatómica (CA y LA). Exceptuando los estudios cardíacos, este aumento es, en promedio, de [1,5; 1,8], con un máximo de 2,2. Respecto a los estudios cardíacos, se han comparado aquellos en los que la imagen anatómica se obtiene mediante angiografía coronaria con CT (ACCT): emplear ACCT de alta dosis supone un aumento de E, en un rango promedio, de [2,9; 3,7] respecto al empleo de ACCT de baja dosis (máximo de 4,3). Esto apoya el debate existente sobre las elevadas dosis efectivas que suponen los estudios híbridos cardíacos que incorporan angiografía coronaria con CT.

### Conclusiones

Este trabajo pretende orientar sobre el nivel de dosis efectiva que puede impartirse en procedimientos híbridos, teniendo presente que los datos están sujetos a variaciones constantes y deben ser actualizados periódicamente. Se plantean varias cuestiones, como la necesidad de realizar siempre la fase CT con propósito diagnóstico, o si con un CT de menor calidad, usado sólo para CA y LA, obtendríamos la información requerida según el tipo de estudio. La optimización de los protocolos de adquisición y la incorporación de nuevos avances (como la modulación de la corriente del tubo de RX del equipo CT, en función de la zona del cuerpo escaneada) supone reducir la dosis al paciente sin pérdida significativa de información diagnóstica.

## Dosis efectivas asociadas a dos exploraciones PET-CT habituales en pacientes pediátricos

CAMACHO LÓPEZ, C.<sup>1,\*</sup>, GARCÍA MARTÍNEZ, M.T.<sup>2</sup>, MARTÍ VIDAL, J.F.<sup>1</sup>, FALGÁS LACUELA, M.<sup>3</sup>, VERCHER CONEJERO, J.L.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Sección de Radiofísica. Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario La Fe de Valencia.

<sup>2</sup> Servicio de Protección Radiológica. Hospital Universitario La Fe de Valencia.

<sup>3</sup> Servicio de Medicina Nuclear. Hospital Universitario La Fe de Valencia.

\* Correspondencia – C-e: cris.camacho.84@gmail.com

**Palabras clave:** dosis efectiva, paciente pediátrico, PET-CT, <sup>18</sup>F-FDG, <sup>18</sup>F-NaF.

### Introducción

El uso de la tecnología híbrida, SPECT-CT y PET-CT, se ha extendido rápidamente en el manejo tanto de paciente adulto como pediátrico, en particular en el área oncológica. Actualmente existe gran cantidad de referencias bibliográficas relacionadas con el impacto dosimétrico de estos estudios en niños y la conveniencia de modificar los parámetros de adquisición respecto a los usados para adultos. El objetivo principal de este trabajo es dar una idea general de la dosis efectiva (E) que puede ser impartida en dos estudios PET-CT comunes realizados a niños, ante la carencia tanto de protocolos estándar que uniformicen el modo de adquisición de la imagen en este campo, como de niveles estándar que nos orienten a la hora de asociar una cierta dosis efectiva a la exploración PET-CT pediátrica. Dichas dosis serán comparadas con las que recibe un paciente adulto en el mismo tipo de exploración, y se estudiará el porcentaje de la dosis total debida a la fase CT.

### Material y métodos

Hemos expresado E como la suma de las dosis debidas a la irradiación de origen interno y externo:  $E = E_{int} + E_{ext}$ . Mediante una amplia búsqueda bibliográfica hemos recopilado datos dosimétricos de las exploraciones PET-CT de cuerpo entero con <sup>18</sup>F-FDG y <sup>18</sup>F-NaF para los grupos de edad de 15, 10, 5 y 1 año. Se ha hecho uso de las actividades de radiofármaco recomendadas en la Guía para la administración de radiofármacos en niños y adolescentes, publicada recientemente por la Sociedad Americana de Medicina Nuclear (SNM), basadas en el peso del paciente. Para la estimación de la dosis por la parte CT, se han usado los trabajos de FH Fahey<sup>1</sup> y de Alessio AM et al<sup>2</sup>. En este último se usan factores de conversión de la dosis CT de adulto a la dosis CT pediátrica. Para los grupos de 15, 10, 5 y 1 año, dichos factores son 1,15, 1,42, 1,62 y 1,85, respectivamente. Con el fin de comparar con las dosis en adultos, los datos para estos pacientes recogidos en la tabla adjunta corresponden a las mismas exploraciones PET, con la fase CT realizada sólo para corrección por atenuación de la imagen y localización anatómica (CA y LA), ya que es lo recomendado en el caso pediátrico.

### Resultados y discusión

Para cada exploración, en la mayoría de los casos se da el intervalo  $[E_{min}, E_{max}]$ , ya que debido a la gran variabilidad de datos dosimétricos encontrados no sería apropiado dar un único valor, ó valores promedio.

El ajuste de la actividad de radiofármaco propuesto por la SNM conduce a una disminución de la dosis efectiva por irradiación interna con la edad en un porcentaje, respecto a la dosis de adulto, para niños de 10, 5 y 1 año respectivamente del [7,4; 38,3%], [17,1; 44,8%] y [29,7; 53,1%] en el caso de <sup>18</sup>F-FDG, y del [9,4; 63,6%], [9,7; 63,8%] y [13,9; 65,5%] para <sup>18</sup>F-NaF. En niños de 15 años,  $E_{int}$  es comparable a la mínima para adultos, y al comparar valores máximos, disminuye en un 30,9% para <sup>18</sup>F-FDG y un 59,9% para <sup>18</sup>F-NaF.

Por su parte,  $E_{ext}$  se comporta de manera inversa, y en líneas generales aumenta ligeramente con la disminución de la edad. En conjunto, al calcular E global como suma de las dos contribuciones, resulta que la disminución de  $E_{int}$  con la edad es compensada con una mayor dosis por irradiación externa. De ahí que prácticamente en todos los casos los pacientes pediátricos reciben ligeramente mayores dosis efectivas que los adultos en el mismo tipo de estudio.

La contribución de la fase CT supera el 80% de la dosis global en los pacientes de menor edad (1 y 5 años). La menor contribución, de un 56,8%, corresponde al PET-CT con <sup>18</sup>F-FDG en niños de 15 años. La mayor (82,3%) corresponde al PET-CT con <sup>18</sup>F-NaF en niños de 1 año.

### Conclusiones

Ajustar la actividad administrada según el grupo de edad y el peso del niño reduce la dosis debida a la incorporación del radiofármaco. La dosis por la parte CT es más controvertida, aumentando ligeramente al disminuir la edad. La recomendación de realizar esta parte sólo para CA y LA cuando se trata de niños supone reducir las dosis respecto a la adquisición de un CT diagnóstico hasta en un factor 2-3 [1]. Teniendo en cuenta que los niños reciben dosis mayores cuando se conservan los parámetros de adquisición, algunos autores proponen no sólo ajustar la actividad de radiofármaco y evitar adquirir un CT con fines diagnósticos, sino también modificar los parámetros de la adquisición CT según la edad y peso del niño. Al igual que para adultos, optimizar los protocolos según anatomía, edad del paciente y finalidad del estudio, reduce las dosis sin pérdida significativa de información diagnóstica.

### Referencias

[1] Fahey, F.H. (2009) "Dosimetry of pediatric PET/CT". *J Nucl Med*, 50:1483-91.

[2] Alessio, A.M., Kinahan, P.E., Manchanda, V., Ghioni, V., Aldape, L., Parisi, M.T. (2009) "Weight-Based, Low-Dose Pediatric Whole-Body PET/CT Protocols". *J Nucl Med*;50:1570-78.



## Protocolo y resultados de las estimaciones de dosis equivalente en útero en 500 exploraciones de radiodiagnóstico

GAGO GÓMEZ, P.<sup>1\*</sup>, HURTADO SÁNCHEZ, A.<sup>1</sup>, GÓMEZ CORES, S.<sup>1</sup>, SIERRA DÍAZ, F.<sup>1</sup>, GONZÁLEZ RUIZ, C.<sup>1</sup>, GÓMEZ CALVAR, R.<sup>1</sup>, HERRANZ CRESPO, R.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Dosimetría y Radioprotección, Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid.

<sup>2</sup> Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: sgomez.hgugm@salud.madrid.org

**Palabras clave:** estimación de dosis útero; radiodiagnóstico.

### Introducción

Según el Real Decreto 1976/1999, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico, es preceptiva la estimación de dosis en útero en el caso de pacientes gestantes sometidas a exploraciones diagnósticas con rayos X. En el HGU Gregorio Marañón se realizan estas estimaciones desde 1986, siguiendo un protocolo elaborado por el Servicio de Dosimetría y Radioprotección, en el que también participan el Servicio de Radiodiagnóstico y el Centro de Radiopatología.

### Material y métodos

Cuando a una mujer gestante o con sospecha de gestación se le realiza una exploración diagnóstica con rayos X, el médico responsable de la exploración debe informarla de los riesgos asociados a esa prueba. Existen dos modelos de solicitud de estimación de dosis en útero, dependiendo del tipo de exploración (convencional o TC), en las que tiene que constar, entre otros, los datos de la exploración: tipo y proyección de la misma, identificación del equipo, tensión y carga del tubo empleados, tamaño de campo, distancia foco-receptor de imagen, etc., además de los datos de la paciente: nombre, edad gestacional y diámetro de la zona explorada. Esta solicitud tiene que estar debidamente firmada por el médico responsable.

El Servicio de Dosimetría y Radioprotección realiza los controles de calidad pertinentes a los equipos de radiodiagnóstico que permiten obtener los datos físicos necesarios para caracterizar el haz de radiación.

En función de todos estos datos, se realiza la estimación de dosis equivalente en base a en los factores publicados por la ICRP (International Commission on Radiological Protection) en su informe nº 34 y en el caso especial de TC se utilizan los datos suministrados por el grupo ImpACT (Imaging Performance Assessment of CT Scanners). Estas publicaciones proporcionan los coeficientes que expresan la fracción de dosis en un determinado órgano, respecto de la dosis en la superficie de entrada, en función del tipo de exploración y técnica utilizada.

Los resultados obtenidos se recogen en un informe que es remitido al médico responsable de la exploración para incluirlo en la historia clínica de la paciente y también al Centro de Radiopatología para la evaluación del riesgo teratogénico, si procediera.

### Resultados y discusión

Desde el año 1986 se han realizado un total de 500 estimaciones de dosis equivalentes en útero correspondientes a pruebas diagnósticas efectuadas a un total de 245 pacientes. El número de estimaciones realizadas cada año presenta una tendencia ascendente, lo cual se debe no solo a que desde el año 1999 es preceptivo efectuar el cálculo, sino también al aumento de la percepción del riesgo radiológico. Los valores de dosis obtenidos varían desde centésimas de  $\mu\text{Sv}$  hasta unas decenas de  $\text{mSv}$ , en función de la exploración de la que se trate, y es precisamente este amplio rango de valores lo que hace necesario el cálculo de la dosis para una correcta definición del riesgo asociado. Éste depende además de la edad gestacional de la paciente en el momento de la realización de las pruebas.

En este trabajo se presentan los resultados obtenidos en las estimaciones de dosis en útero, así como los problemas e incertidumbres asociados al cálculo.

## Dosis a pacientes en TAC utilizado para corrección de atenuación y localización en estudios de medicina nuclear

HERNÁNDEZ RODRÍGUEZ, J., MONTES FUENTES, C.\* , CAMINERO LÓPEZ, F., TAMAYO ALONSO, P., GARCÍA REPISO, S., VERDE VELASCO, J.M., RAMOS PACHO, J.A., MARTÍN RINCÓN, C., GÓMEZ LLORENTE, P.L., DE SENA ESPINEL, E., FERNÁNDEZ BORDES, M.

Hospital Universitario de Salamanca. Servicio de Radiofísica y PR, Salamanca.

\* Correspondencia – C-e: radioproteccion.husa@saludcastillayleon.es

**Palabras clave:** dosis a paciente, SPECT/TAC, TAC de baja dosis, sistemas híbridos, dosis efectiva.

### Introducción

La utilización de sistemas híbridos SPECT/TAC integra la información anatómica y funcional en un solo estudio. En particular la utilización del tomógrafo axial computerizado (TAC) aporta, a los estudios tomográficos de Medicina Nuclear, la localización anatómica, así como un mapa para la corrección de atenuación.

Las dosis efectivas a pacientes por estos estudios de TAC son, en general, menores que las exploraciones realizadas con un TAC para diagnóstico.

El objetivo de este trabajo es la estimación de dosis efectivas a pacientes debidas al TAC que se realiza en las exploraciones SPECT/TAC más habituales en Medicina Nuclear.

### Material y métodos

El sistema híbrido utilizado es una gammacámara Siemens Symbia-T2, siendo el tomógrafo incorporado el modelo *Emotion Duo*.

Se analizan los 102 primeros estudios híbridos realizados tras la instalación del sistema con los parámetros recomendados por el fabricante para utilización del TAC para localización y corrección de atenuación. En todos los estudios se utilizó el sistema de modulación de dosis CAREDOSE.

Se registran para cada estudio parámetros dosimétricos indicados en la consola del equipo, como los mAs efectivos, CTDIvol, producto dosis longitud (DLP), longitud irradiada, localización anatómica, así como datos demográficos como edad y sexo.

Para la determinación del factor de conversión k de DLP a dosis efectiva, se emplea el software de cálculo de dosis en TAC, CTDOSIMETRY del grupo IMPACTCT, que incluye una base de datos de diferentes equipos de TAC. Se clasifican los estudios de SPECT/TAC según la región anatómica estudiada y se obtiene el promedio de longitud irradiada en cada una de ellas incorporando este dato al programa. Se seleccionan los factores de peso de órganos para el cálculo de dosis efectiva correspondientes al informe ICRP 103.

La utilización de este factor k permite la determinación directa del valor de dosis efectiva de cualquier estudio empleando únicamente el valor del DLP proporcionado por el equipo.

Se analizan los estudios en cuatro grupos de localizaciones anatómicas: cuello, tórax, abdomen y estudios desde el cuello hasta la pelvis.

### Resultados y discusión

En la siguiente tabla figura un resumen de los resultados obtenidos:

LOCALIZACIÓN	Número de exploraciones	Longitud promedio (cm)	mAs efectivos promedio	CTDIVOL (mGy)	DLP (mGy cm)	k (mSv/ mGy cm)	Dosis efectiva (mSv)
Cuello	17	31	16.8	1.9	60	0.015	0.9
Tórax	33	35	14.6	1.6	57	0.022	1.3
Abdomen	38	38	15.0	1.7	66	0.019	1.2
Cuello a Pelvis	14	73	16.0	1.8	131	0.019	2.5

Para el sistema estudiado se obtienen dosis efectivas entre un 70-80% inferiores a estudios de TAC diagnósticos.

Los valores para los parámetros k obtenidos son mayores que los recomendados por la bibliografía para el cálculo de la dosis efectiva utilizando los factores de peso de ICRP 103, debido a que la mayor longitud promedio de los estudios en Medicina Nuclear frente a TACs diagnósticos incluyen mayor número de órganos irradiados.

### Conclusiones

Se ha desarrollado un método para el cálculo de dosis efectiva debido a un TAC para localización y corrección de atenuación en las exploraciones SPECT/TAC de Medicina Nuclear, proporcionándose los valores estimados para los primeros 102 pacientes explorados con esta tecnología.

Disponer de estos valores permitirá intentar optimizar la dosis efectiva en este tipo de estudios.

## Dosis en la superficie de entrada en exploraciones pediátricas de tórax con distintos sistemas de imagen

BERMÚDEZ LUNA, R. \*, ESPAÑA LÓPEZ, M.L., GARCÍA CASTAÑÓN, P., RODRÍGUEZ MARTÍN, G., FERNÁNDEZ BEDOYA, V.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de La Princesa, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: rocio.bermudez@salud.madrid.org

**Palabras clave:** dosis en la superficie de entrada, cartulina-película, radiografía computarizada, panel plano, nivel de referencia.

### Introducción

La exploración de tórax es el procedimiento más frecuente en radiodiagnóstico pediátrico. El control dosimétrico adquiere una especial importancia en pediatría dada la mayor radiosensibilidad y esperanza de vida de los niños. En los últimos años los sistemas de adquisición y registro de la imagen en radiodiagnóstico han evolucionado, desde el sistema de cartulina-película, a los sistemas digitales de radiografía computarizada (CR) y de panel plano. El objetivo de este trabajo es comparar la dosis en la superficie de entrada (DSE) en exploraciones de tórax posteroanterior (PA) o antero-posterior (AP) en pacientes pediátricos, en función del sistema de imagen utilizado.

### Material y métodos

Este estudio se ha realizado sobre una muestra de 289 pacientes sometidos a exploraciones simples de tórax durante los últimos trece años. La muestra se ha dividido en cuatro rangos de edad: menores de 1 año, entre 1 y 5 años, entre 5 y 10 años, y entre 10 y 17 años. Las exploraciones se han realizado en un equipo Philips Medio 50 CPH (Philips Medical Systems, Best, Holanda) con sistema cartulina-película de Konika (Konica Minolta Medical & Graphic, Tokio, Japón) y CR de Fuji (Fuji Photo Film Company, Ltd, Tokio, Japón) y en un equipo GE Definium de panel plano (General Electric Medical Systems, Wisconsin, EEUU).

Durante el estudio se realizaron diferentes controles de calidad de los parámetros físicos del equipo utilizando los multímetros PMX-III y Barracuda (RTI Electronics AB, Suecia).

La DSE se ha calculado a partir de la técnica empleada (kV, mAs), la distancia foco-paciente y el valor del kerma en aire a 1 m medido con los detectores de estado sólido R25 (PMX-III, RTI Electronics AB, Suecia) y MPD (Barracuda, RTI Electronics AB, Suecia) con un factor de retrodispersión de 1,3 recomendado por la Guía Europea<sup>1</sup>. Para cada grupo de edad se ha realizado una comparación gráfica entre los valores promedio de la DSE en función del sistema de imagen. Dentro de cada grupo de edad también se ha realizado un test de Mann-Whitney con el programa SPSS (Statistical Package for Social Sciences, versión 15.0, 2006; Chicago, Illinois, EEUU) entre cada dos sistemas de imagen, para averiguar si las diferencias obtenidas son estadísticamente significativas (intervalo de confianza: 95%).

### Resultados y discusión

En el gráfico se muestra el valor promedio de la DSE en función del sistema de imagen para cada grupo de edad, y el nivel de referencia propuesto en la Guía Europea [1]. La DSE ha disminuido según ha evolucionado el sistema de imagen en todos los grupos excepto en el de menores de un año, en el cual los valores de DSE más elevados corresponden al equipo de panel plano.

Tras realizar el test de Mann-Whitney se obtiene que en el grupo de los menores de un año, las diferencias entre la DSE correspondiente a cualquier par de sistemas de imagen son estadísticamente significativas. Para el resto de rangos de edad, sólo existen diferencias significativas al comparar la DSE correspondiente al sistema de cartulina-película con la obtenida con CR o con panel plano.

Los resultados correspondientes al grupo de pacientes menores de un año se salen de la tendencia obtenida con los otros grupos de edad. Según los datos registrados en el equipo de panel plano, esto puede deberse a que no se utilizó el exposímetro automático en un 83% de los casos, seleccionando manualmente una técnica más elevada que la más recomendable.

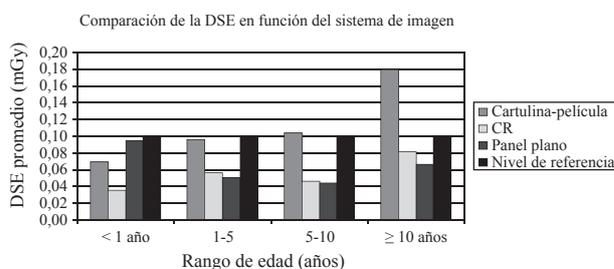
También disminuyó la distancia foco-detector en un 19% con respecto a las exploraciones con cartulina-película y un 23% con respecto a las exploraciones con CR.

### Conclusiones

La DSE debida a exploraciones de tórax PA o AP ha disminuido según ha evolucionado el sistema de imagen, con diferencias estadísticamente significativas entre los sistemas de imagen de cartulina-película y los de CR o de panel plano, excepto en el rango de edad de menores de 1 año. Se debe extremar la adecuación de la técnica radiográfica en los sistemas digitales en este rango de edad, ya que se conseguiría una reducción significativa de la dosis recibida por el paciente pediátrico sin pérdida de información diagnóstica.

### Referencias

- [1] European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics. Luxemburgo: Office for Official Publications of the European Communities; 1996.



## Elaboración de una aplicación para el control de la dosis impartida por equipos de radiología digital

ANDRÉS RODRÍGUEZ, C.\*, TORRES CABRERA, R., AGULLA OTERO, M., HERNANDO GONZÁLEZ, I.

Hospital Universitario Río Hortega, Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Valladolid, España.

\* Correspondencia – C-e: carlosrfrk@gmail.com

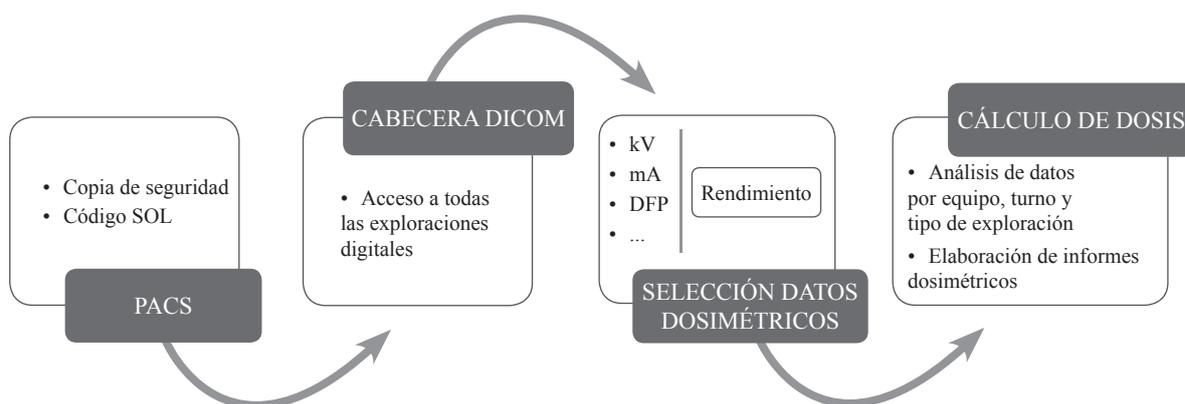
**Palabras clave:** PACS, DICOM, radiología digital, dosis a pacientes, control de calidad.

### Introducción

Una de las grandes ventajas asociada a la incorporación de los equipos digitales de rayos X en los servicios de diagnóstico por imagen es la posibilidad de acceder a la gran cantidad de información almacenada en la cabecera de las propias imágenes. Este trabajo muestra la experiencia recogida en el desarrollo de una aplicación que permite el cálculo y el control de las dosis impartidas a pacientes por equipos digitales de radiología general a partir de dicha información.

### Material y métodos

La aplicación desarrollada trabaja sobre una réplica de la base de datos del PACS del centro que contiene una serie de campos extraídos de la cabecera DICOM de las imágenes enviadas desde los diferentes equipos. Entre estos campos se han incluido todos aquellos que ofrecen información sobre los parámetros técnicos de la exploración (kV, mAs, etc.). A partir de esa base de datos, y mediante código SQL, se extrae de cada una de las exploraciones radiológicas la información necesaria y se transporta a una hoja Excel en la cual se realiza un cálculo de la dosis impartida por el equipo en cada imagen. Para el cálculo se tienen en cuenta los rendimientos dosimétricos medidos en las verificaciones periódicas de control de calidad de los diferentes equipos de rayos X. El flujo de trabajo se esquematiza en la figura 1.



**Figura 1.** Flujo de trabajo de la aplicación desarrollada para el cálculo y control de la dosis en equipos digitales.

### Resultados y discusión

Tras el filtrado de los datos de la cabecera DICOM de las imágenes ha sido necesario elaborar un código lógico que permita un proceso de reunificación de la información, ya que cada fabricante presenta los datos de diferente forma y con diferente formato.

Los datos extraídos son almacenados periódicamente (con una periodicidad determinada por los intereses del usuario) en una base de datos propia para su análisis. La aplicación permite no sólo conocer las dosis impartidas en los diferentes tipos de exploración, sino también contrastar las mismas entre los distintos equipos y fabricantes, además de otros tipos de análisis, como la posibilidad de una comparación de las dosis en los distintos turnos de trabajo (mañana, tarde y noches o festivos) o una comparación de las dosis en proyecciones estándar respecto a los valores de referencia que figuran en el Anexo I del Real Decreto 1976/1999. Actualmente trabajamos con datos dosimétricos desde comienzos del año 2009, coincidiendo con la puesta en marcha del nuevo hospital.

### Conclusiones

La aplicación desarrollada permite un exhaustivo control de la dosis de radiación recibida por los pacientes del centro debido a exploraciones de radiología general digital, así como un control de la evolución de la misma a lo largo del tiempo.



## Dosis a paciente en exploraciones de radiología intervencionista durante un año

MIÑAMBRES MORO, A.\*, FERNÁNDEZ LETÓN, P., GARCÍA RUIZ-ZORRILLA, J., PÉREZ MORENO, J.M., ZUCCA APARICIO, D.

Hospital U. de Madrid Sanchinarro.

\*Correspondencia – C-e: angelmmoro@hospitaldemadrid.com

**Palabras clave:** dosis a paciente, Radiología Intervencionista, Hemodinámica, Producto Dosis-Área, PDA.

### Introducción

Los procedimientos de radiología intervencionista son las pruebas de radiodiagnóstico que implican mayor dosis a paciente, pudiendo provocar la aparición de efectos deterministas en piel. El objetivo de este trabajo es estimar el producto dosis-área (PDA) y el tiempo de fluoroscopia de este tipo de exploraciones realizadas en nuestro hospital durante un año y compararlas con los resultados publicados para otros centros.

### Material y métodos

Se registraron los datos de 414 pacientes adultos explorados en una sala durante 2010, correspondientes a los procedimientos más frecuentes, tanto de radiología vascular (147 pacientes) como de hemodinámica (267 pacientes). Todas las pruebas se realizaron en un angiógrafo Philips Velara CV (equipo con un brazo e intensificador de imagen, instalado en 2007). Se usa el indicador de PDA (en Gy.cm<sup>2</sup>) y tiempo de fluoroscopia (en décimas de minuto) del propio equipo. El PDA se obtiene de una cámara de transmisión incorporada al cabezal del equipo. Durante el control de calidad anual del angiógrafo se comprobó que la dosis indicada difiere en menos 5% de la medida, por lo que no se aplicó ningún factor de corrección. No se registró el peso o espesor de los pacientes, de manera que las dosis no se corrigieron por el espesor del paciente.

### Resultados y discusión

De radiología vascular se muestran los datos de seis exploraciones: angiografía cerebral, colangiografía percutánea transhepática (CPTH) seguida de drenaje biliar, embolización de mioma uterino (EMU), angiografía de miembros inferiores, nefrostomía y quimioembolización hepática. Y de hemodinámica se muestran los datos de cinco exploraciones: Angiografía coronaria (AC), AC seguida de angioplastia coronaria transluminal percutánea (ACTP) y/o colocación de stent (ST), colocación de marcapasos o desfibrilador automático implantable (DAI), estudio electrofisiológico (EEF) y EEF seguido de ablación por radiofrecuencia (RF).

Exploración	nº pac.	PDA (Gy.cm <sup>2</sup> )			Tiempo fluoroscopia (min)		
		mediana	perc. 25%	perc. 75%	mediana	perc. 25%	perc. 75%
Vascular							
Angiografía Cerebral	50	74	51	109	5.4	3.7	7.5
CPTH + Drenaje biliar	30	106	61	155	18.8	10.7	26.2
Emb. mioma uterino	9	152	129	170	13.4	12.8	29.3
Miembros inferiores	28	7	4.8	16.3	2.1	1.38	2.6
Nefrostomía	18	20	10.5	30	5.6	4.2	7.4
Quimioembolización hepática	12	323	165	395	14.5	9.2	23.6
Hemodinámica							
Angiografía Coronaria	36	28	17	36	3.7	2.3	6.4
AC + ACTP/ST	71	77	52	112	11.1	8.1	17.3
Colocación marcapasos/DAI	15	13	7.5	17	4.7	2.8	7.0
EEF diagnóstico	26	15	9	42	4.0	2.7	10.4
EEF + Ablación RF	119	180	82	347	39.5	19.9	53.9

Los valores de PDA y tiempo de fluoroscopia de procedimientos intervencionistas medidos en nuestro hospital son similares o menores a los publicados en la bibliografía, salvo los procedimientos de ablación con RF, cuya dosis es apreciablemente mayor, aproximadamente el doble.

### Conclusiones

Se han registrado los datos de PDA y tiempo de fluoroscopia de todos los pacientes explorados en la sala de radiología intervencionista de nuestro hospital durante 2010. Se muestra el resumen de las exploraciones más frecuentes y se comparan con los resultados publicados en la bibliografía, comprobando que las dosis son similares para todas las exploraciones salvo los procedimientos de ablación. Estos datos se utilizarán como niveles de referencia para optimizar en nuestro centro las dosis a paciente en los próximos años.

## **Autorización del CSN al SDPI de TECNATOM para dosimetría indirecta**

---

DURÁN, M.T.\* , MARCHENA, P., BRAVO, B., ALONSO, A.

TECNATOM, S.A., S. S. de Los Reyes.

\* Correspondencia – C-e: tduran@tecnatom.es

**Palabras clave:** dosimetría interna indirecta, dosimetría in-vitro, bioeliminación.

### **Introducción**

En el marco del CEIDEN (Plataforma Tecnológica de I+D sobre energía nuclear de fisión) el Consejo Rector acordó la creación de un Grupo de Protección Radiológica y Residuos para analizar las capacidades del país en materia de dosimetría interna por medidas indirectas. Este grupo de trabajo identificó la necesidad de incrementar las capacidades nacionales específicas en dosimetría interna por bioeliminación debido principalmente al comienzo de actividades de desmantelamiento de instalaciones nucleares, lo que ha supuesto un incremento notable de las necesidades de tales servicios. Para llevar a cabo esta tarea, Tecnatom ha firmado un acuerdo de colaboración con el Laboratorio de Radioquímica de Geocisa, y su Servicio de Dosimetría Personal Interna ha obtenido la modificación de su autorización por el CSN para la caracterización de la contaminación por emisores alfa y beta mediante diferentes técnicas analíticas en muestras de bioeliminación y su evaluación de dosis.

### **Material y métodos**

**Toma de muestras:** Los trabajadores recogerán muestras de orina de 24h, que serán entregadas en el laboratorio de bioanálisis, verificando su integridad, estado de conservación, y adecuación de los envases. **Técnicas de análisis:** realizadas por el Laboratorio de Radioquímica de Geocisa mediante espectrometría alfa, ICP-MS y centelleo líquido. **Estimación de dosis:** realizada por el SDPI de Tecnatom utilizando los códigos de cálculo autorizados y aceptados internacionalmente de acuerdo con la metodología y recomendaciones de las publicaciones de ICRP. **Tratamiento de datos:** mediante la nueva aplicación informática desarrollada por Tecnatom “BIODOS”, de conformidad con la reglamentación aplicable: LOPD y RPSRI.

### **Resultados y discusión**

A lo largo del año 2010 ha sido presentada al CSN la documentación necesaria para su evaluación: memorias técnicas, demostración de capacidades, medios humanos y materiales, desarrollo tecnológico, participación en ejercicios de intercomparación internacionales, garantía de calidad.

Adicionalmente, y a petición del CSN, se han realizado ejercicios de demostración de capacidades tanto por parte del Laboratorio de Radioquímica de Geocisa como del SDPI de Tecnatom. El primero consistente en la realización de una serie de tests ciegos para la determinación de actividades por isótopo en muestras de bioeliminación y el segundo consistente en una serie de ejercicios de evaluación de dosis a partir de los resultados de actividad de muestras biológicas. En ambos se han obtenido resultados satisfactorios.

Gracias al esfuerzo realizado por todas las partes involucradas en este nuevo desarrollo, con fecha de dd/m/aa se ha obtenido la modificación de autorización del SDPI de Tecnatom que incluye la estimación de dosis por incorporación de radionucleidos emisores alfa y beta mediante dosimetría indirecta.

### **Conclusiones**

Las medidas de bioeliminación son necesarias para llevar a cabo los controles legalmente requeridos para los trabajadores que han de desarrollar sus tareas con riesgo de contaminación por emisores alfa o beta en las que es característica la presencia de actínidos, isótopos de U, Pu, Am entre otros y por lo tanto se precisa de capacidades nacionales para su evaluación. Con esta nueva autorización del SDPI de Tecnatom dichas capacidades se amplían de manera que la respuesta a esta demanda creciente se verá fortalecida suponiendo un desarrollo cada vez mayor de la Dosimetría Interna en nuestro país y concretamente en el sector nuclear.



## Mejora de la AMD en contadores tipo quicky para conseguir un nivel derivado de registro de 0,2 mSv en contajes de salida en recargas

BRAVO PÉREZ-TINAO, B.<sup>1,\*</sup>, MARCHENA GONZÁLEZ, P.<sup>1</sup>, SOLLET SAÑUDO, E.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Tecnatom; S.A.

<sup>2</sup> Central Nuclear de Cofrentes.

\* Correspondencia – C-e: bbravo@tecnatom.es

**Palabras clave:** contador cuerpo entero, dosimetría interna directa, actividad mínima detectable (AMD).

### Introducción

Con objeto de asegurar que ningún trabajador expuesto de contrata reciba por exposición interna una dosis no computada superior a 1 mSv/año, el Consejo de Seguridad Nuclear solicitó a las Centrales Nucleares españolas y a Tecnatom que a lo largo de 2010 asegurasen un nivel derivado de registro en contajes de dosimetría interna de salida en recargas igual o inferior a 0,2 mSv, lo que suponía una reducción de las AMD de los equipos. Se supone en este razonamiento que un mismo trabajador puede haber participado en un máximo de 5 recargas en un mismo año y que en cada recarga en su contaje de salida no se detecta actividad superior al nivel derivado de registro.

En el presente trabajo se detallan las pruebas realizadas para conseguir dicho objetivo.

### Material y métodos

Para realizar las medidas se ha utilizado Unidad Móvil I de Tecnatom, equipada con un Contador de Radiactividad Corporal modelo Quicky III de Tecnatom, dotado de cuatro detectores de INa (TI); así como un maniquí tipo BOMAB relleno con un cocktail de fuentes líquidas.

La AMD de los equipos se puede reducir aumentando el tiempo de medida, o bien incrementando la eficiencia. Descartada la primera opción, y con idea de mejorar la eficiencia del contador, las pruebas han consistido en cambiar la geometría de medida acercando los detectores INa desde su posición original, y verificar las predicciones teóricas para varias posiciones.

### Resultados y discusión

Para verificar la evolución de la eficiencia y el efecto del cambio de geometría sobre el fondo, se han realizado contajes del maniquí BOMAB de fuentes líquidas en cuatro geometrías: posición original, y adelantando los detectores 4, 6 y 8 cm respectivamente.

En general se puede decir que los datos experimentales se ajustan suficientemente bien a las predicciones teóricas predichas por el incremento del ángulo sólido sin afectar al fondo, de tal manera que se ha conseguido el objetivo marcado de bajar el nivel derivado de registro a un valor inferior a 0.2 mSv.

Una vez determinadas y verificadas las eficiencias para las cuatro distancias, se han realizado contajes rutinarios de dos minutos a personas sin actividad para determinar un espectro medio que sea una buena representación de una medida de salida en una recarga, y también para fijar un espectro que cubra el 95% de todos los casos posibles, es decir, el espectro medio + 2 veces su desviación típica canal a canal.

### Conclusiones

Tras los resultados obtenidos en el estudio, y dadas las condiciones particulares de ubicación del equipo, situado en una Unidad Movil lo que dificulta su instalación, se concluye que la posición más favorable para conseguir detectar en medidas de 2 minutos 0,2 mSv en un contaje de salida en una recarga de 40 días, es adelantar los detectores 6 cm desde la posición actual.

## Estudio comparativo de parámetros dosimétricos en tomógrafos multicorte en exploraciones de pacientes adultos

JIMÉNEZ DOMÍNGUEZ, M. \*, PERUCHA ORTEGA M., RODRIGUEZ ALARCÓN C., SÁNCHEZ CARMONA G., HERRADOR CÓRDOBA, M.  
Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: mjcinnamon@gmail.com

**Palabras clave:** tomógrafo, multicorte, dosis, adultos.

### Introducción

Desde la aparición de la tomografía computarizada a principios de los años 70 se ha experimentado un rápido y continuo crecimiento de esta técnica, tanto en su evolución tecnológica como en su uso clínico. Los equipos multicorte han mejorado la calidad de las exploraciones de radiodiagnóstico a la vez que han incrementado la dosis efectiva impartida. En este sentido, es especialmente importante un uso apropiado de la técnica para cada paciente y región anatómica a fin de reducir los valores de dosis en la medida de lo posible. Este trabajo tiene como finalidad caracterizar las dosis impartidas en tres equipos multicorte en función de la exploración a fin de compararlos con los obtenidos previamente en tomógrafos monocorte.

### Material y métodos

Se han realizado medidas dosimétricas para estimar la dosis en pacientes en tres equipos multicorte: Philips Brilliance 16, Toshiba Aquilion 64 y Philips Brilliance 64, empleando en todos los casos un dosímetro Radcal 9010 con una cámara de ionización calibrada 10x5-3CT y dos maniqués de PMMA: uno de cuerpo y otro de cráneo (Nuclear Associates) de 32 y 16 cm de diámetro, respectivamente. Los tres tomógrafos disponen de un sistema automático de modulación de intensidad que ajusta este parámetro en función del tamaño del paciente, la posición a lo largo del eje z y la posición del tubo dentro de cada rotación. En los tres equipos la tensión pico empleada es de 120kV independientemente del protocolo, mientras que la colimación del haz es diferente según el tomógrafo y la región anatómica a estudiar. En este trabajo se han recogido datos de 104 pacientes, para cada uno de los cuales se ha medido el valor del Índice de dosis en Tomografía Computarizada ( $CTDI_{vol}$ ) y calculado el Producto Dosis-Longitud (DLP) a partir de la información del cabecero DICOM de cada imagen, teniendo en cuenta la rotación adicional de los equipos. Estos valores se han comparado con la información que proporciona el propio equipo y con los datos obtenidos para los tomógrafos monocorte anteriormente caracterizados en nuestro hospital.

### Resultados y discusión

Se calculan los valores para 6 regiones anatómicas: cráneo, tórax estándar, tórax-abdomen, abdomen, abdomen-pelvis y tórax-abdomen-pelvis (ver tabla).

Exploración	Philips Brilliance 64			Toshiba Aquilion 64			Philips Brilliance 16		
	$\overline{DLP}$ (mGycm)	$\Delta DLP$ (mGycm)	$\Delta CTDI_{vol}$ (m Gy)	$\overline{DLP}$ (mGycm)	$\Delta DLP$ (mGycm)	$\Delta CTDI_{vol}$ (m Gy)	$\overline{DLP}$ (mGycm)	$\Delta DLP$ (mGycm)	$\Delta CTDI_{vol}$ (m Gy)
Cráneo	818	787 - 848	60.6	696	688 - 702	57,7	792	733 - 806	61.1
Tórax	444	316 - 566	9.2 - 15.7	--	--	--	446	278 - 538	9.5 - 18.3
Tórax-Abdomen	--	--	--	639	613 - 683	9.8 - 11.6	607	453 - 759	7.4 - 15.1
Abdomen	--	--	--	393	367 - 410	12.9 - 13.7	--	--	--
Abdomen-Pelvis	519	323 - 774	7.3 - 17.8	579	519 - 628	13.2 - 15.5	691	548 - 862	13.2 - 20.5
Tórax-Abd-Pelvis	530	395 - 640	6.7 - 10.1	723	687 - 769	11.2 - 13.6	766	664 - 988	7.3 - 15.1

Comparando los resultados anteriores con los procedentes de los tres equipos monocorte, se observa un claro aumento tanto en el  $CTDI_{vol}$  como en el DLP, que es más significativo para los estudios de tórax-abdomen, donde el valor medio del producto dosis-longitud puede llegar a alcanzar entre 1,6 y 1,85 veces el DLP del monocorte.

Los datos calculados difieren de los mostrados por los equipos en menos de un 6%, salvo para las exploraciones de abdomen-pelvis y cráneo en el Phillips Brilliance 16 en las que la diferencia puede llegar al 11%.

### Conclusiones

Existe una buena correlación entre los valores que proporcionan los equipos y los calculados experimentalmente.

Se observa un aumento de la dosis impartida respecto a los tomógrafos monocorte debido a las características propias de los multicorte: rotación extra al inicio y fin de la exploración y eficiencia geométrica.

Los valores obtenidos son similares a los niveles de referencia publicados por el National Radiological Protection Board (NRPB) en su documento NRPB-W67.



## Simulación en radiología intervencionista y medida de dosis a pacientes

HERRÁIZ LABLANCA, M.D.\*, DÍAZ ROMERO, F., HERNÁNDEZ ARMAS, J.

Hospital Universitario de Canarias, La Laguna.

\* Correspondencia – C-e: lolaherraiz@gmail.com

**Palabras clave:** dosis, efectiva, radiología, intervencionista, RANDO.

### Introducción

Las dosis a pacientes en procedimientos radiológicos intervencionistas son en general más altas y más difíciles de medir que en los de radiología simple. Mientras que en exploraciones radiológicas simples se ha fijado un valor de dosis efectiva de referencia para cada uno de los procedimientos que se realizan en la práctica clínica, en radiología intervencionista se propone que cada centro fije un valor de dosis de referencia. En esta comunicación proponemos un método de trabajo que permite calcular la dosis efectiva en cualquier procedimiento de radiología intervencionista utilizando un maniquí antropomórfico Alderson Rando y dosímetros TLD 100 chip. Hemos aplicado este método en el caso de Drenaje Biliar y nos ha permitido establecer el valor de dosis de referencia correspondiente en el Hospital Universitario de Canarias (HUC).

### Material y métodos

Como equipo radiológico se ha utilizado el Siemens Artis Zeego ubicado en la sección de Angiorradiología del servicio de Radiología del HUC. Con este equipo se ha irradiado a un maniquí antropomórfico Alderson Rando en el que se colocaron dosímetros TLD 100 chip en los agujeros existentes en el maniquí más algunos realizados por nosotros para obtener valores representativos de médula ósea.

El método propuesto consta de dos partes:

- Determinar el número de dosímetros y sus posiciones en el maniquí Antropomórfico Alderson Rando.
  - Reproducir una intervención de radiología intervencionista con el maniquí.
- a) El número de dosímetros utilizado se calcula teniendo en cuenta la masa del órgano para el que se va a obtener la dosis órgano media y su factor de ponderación según la ICRP 103.

Ambas consideraciones nos han conducido a un total de 121 dosímetros, de los cuales colocamos: 36 en Médula Ósea, 4 en estómago, 9 en Colon, 24 en Pulmón, en Gónadas: 1 en testículos y 2 en ovarios, 2 en mamas, 3 en Esófago, 14 en Hígado, 1 en Tiroides, 1 en vejiga, 3 en Superficie Ósea, 6 en Piel, 2 en glándulas salivares, 3 en cerebro y 10 en el resto. Para elegir el posicionamiento se han utilizado radiografías del maniquí eligiendo los lugares que podían reproducir mejor cada uno de los órganos.

b) Se han recogido los siguientes datos del equipo del Servicio de Radiología del HUC Siemens Artis Zeego durante la realización de las diversas exploraciones:

**Para grafía:** kV, mA, tiempo, filtro, colimador, DAP, ESD, dirección de haz, y número de imágenes, y para **Fluoroscopia:** tiempo, DAP, ESD.

Se han calculado las medias y medianas de los datos correspondientes al procedimiento de Drenaje Biliar.

Una vez colocados los dosímetros se reproduce con el maniquí la exploración en pacientes teniendo en cuenta que consideramos que se ha reproducido el procedimiento cuando el PDA en escopia y grafía, el tiempo de escopia y el número de imágenes en grafía son iguales al valor de la media de los datos medidos en pacientes.

Una vez finalizado el procedimiento se procede a la lectura de los dosímetros con un lector Harshaw 4000

Por último se calcula la dosis efectiva utilizando los factores de ponderación tisulares publicados en la ICRP 103.

### Resultados y discusión

Los valores de dosis medios medidos en órganos del maniquí después de aplicar el método desarrollado anteriormente al procedimiento de drenaje biliar han sido los que se presentan en la tabla:

Órgano	H(mGy)	Órgano	H(mGy)
Médula ósea	11,67	Tiroides	0,16
Estómago	18,07	Vejiga	0,32
Colon	6,84	Superficie ósea	0,53
Pulmón	11,83	Piel	3,56
Gónadas	0,12	Glandulas salivares	0,14
Mama	1,12	cerebro	0,10
Esófago	12,62	Resto	15,43
Hígado	34,33		

Estos valores conducen a un valor de dosis efectiva (E) de 9,75 mSv, valor más bajo que otro publicado anteriormente [1].

### Conclusiones

- El método propuesto permite la medida de dosis órgano y la obtención de niveles de dosis de referencia.
- La E calculada pone de manifiesto la necesidad de la justificación de esta práctica.

### Referencias

- [1] Ruiz Cruces, R. et al. (1998). *The British Journal of Radiology*, 71, 42-47.

## Estimación de la dosis efectiva en la adquisición de imágenes volumétricas en un equipo Elekta synergy

NÚÑEZ MARTÍNEZ, L.N.M.\*, GARCÍA FIDALGO, M.A., LOPE LOPE, R., RUIZ POMAR, J., MARTÍN GONZÁLEZ, T.

Hospital Divino Valles, Burgos.

\* Correspondencia – C-e: lara\_n\_m@yahoo.es

**Palabras clave:** Cone-beam CT, IGRT, XVI.

### Introducción

En los últimos años ha ganado aceptación la imagen de tomografía computerizada (TC) mediante ConeBeam (CBCT) para llevar a cabo el posicionamiento del paciente en los tratamientos de radioterapia. Para superar las limitaciones de otros sistemas de adquisición de imagen se ha implantado el uso de sistemas de imagen de TC con Kilovoltaje (kV) integrado en el acelerador lineal de electrones.

Aunque la dosis que recibe el paciente debido al uso de la radioterapia guiada por la imagen con kV es pequeña comparada con la impartida en el tratamiento de megavoltaje, el uso repetitivo de esta modalidad podría contribuir significativamente al aumento de la dosis en tejido sano.

### Material y métodos

El sistema CBCT evaluado en este estudio tiene diferentes modos de adquisición de imagen. En el presente trabajo se ha evaluado solo el modo de adquisición volumétrica 3D. El sistema evaluado es el X-Ray Volumetric Imager (XVI) integrado en el acelerador lineal de electrones Elekta Synergy. El sistema está formado por una fuente de Rayos-X con un panel plano de silicio amorfo. Las imágenes volumétricas pueden ser adquiridas con tres diferentes Field Of View: Small (S), Medium (M) y Large (L), cada uno de ellos con un diámetro en el isocentro de 27.68 cm, 42.68 cm y 52.4 cm respectivamente. Las medidas de la dosis impartida fueron realizadas en un maniquí de PMMA de cabeza-cuello (16 cm diámetro) y otro de cuerpo (32 cm diámetro). Se utilizaron dos cámaras diferentes: una cámara de ionización cilíndrica de Nuclear Enterprise 2571 de 0.6cc de volumen y una cámara lápiz Radcal RC3CT. La capa hemirreductora (CHR) se calculó con las medidas realizadas mediante una cámara de ionización 10x6-60/60E de 60cc de la marca Radcal.

Para estimar la dosis absorbida se utilizó el método recomendado por el Task Group 111 (TG111) de la American Association of Physicists in Medicine (AAPM):  $D_{\text{material}} = LN_{k,Q}[(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{material/aire}}]_{\text{material}}$ .  $N_{k,Q}$  es el coeficiente de calibración del detector en términos de kerma en aire en la calidad del haz Q definida por la capa hemirreductora (CHR), L es la lectura del detector corregida por el factor de presión y temperatura, y  $(\mu_{\text{en}}/\rho)_{\text{material/aire}}$  es el coeficiente de absorción másico del material respecto al aire.

Con las medidas de dosis absorbidas en diferentes puntos se ha calculado la dosis acumulada ponderada como:  $D = 1/3D_c + 2/3D_p$ .  $D_c$  es la dosis acumulada en el eje central y  $D_p$  es el promedio de la dosis acumulada en los insertos periféricos.

Se ha realizado una estimación de la dosis efectiva utilizando el programa CTDosimetry del grupo ImPact. Para ello se ha calculado el factor Impact (ImF) del equipo ya que este no aparece tabulado en las listas del grupo. Este factor está determinado experimentalmente a partir de datos de varios modelos y marcas de equipos TC y se calcula como:  $\text{ImF} = aD_c/D_{\text{aire}} + bD_p/D_{\text{aire}} + c$ . Finalmente se ha determinado la dosis efectiva aplicando los factores de conversión de dosis física a dosis efectiva que aparecen en el Report 60 y el Report 103 de la International Commission on Radiation Protection (ICRP).

### Resultados y discusión

Protocolo	Diámetro Maniquí	Colimador Filtro	kVp	mA	ms/ frame	Nº frames	Total mAs	Ángulo adquisición	CHR mmAl	Dosis (mGy)
Head&Neck	16 cm	S10/ F0	100	10	10	361	36,1	260°-100°	6,8	1,19
ProstateReg	32 cm	M10/ F0	120	40	40	641	1025,6	185°-180°	8,5	32,71

En la tabla se muestran los resultados obtenidos. El factor ImF que se ha obtenido para el kVp de 100kVp en cuello es de 1,09 y para 120 kVp en cuerpo 1,12.

Lo primero que llama la atención es que, para este equipo de Imagen Guiada, la calidad del haz de Rayos X (dada por la CHR), es más penetrante que la de otros sistemas con CBCT.

Por otro lado observamos que, de los dos protocolos evaluados, el Head&Neck es el que imparte una menor dosis con 1,2 mGy mientras que el protocolo para la próstata arroja una dosis de 32,71 mGy.

La longitud de ambos maniqués a lo largo del eje, diseñados para medidas en TC convencional, es de aproximadamente 16 cm. Esta longitud podría ser suficiente para el estudio de cabeza cuello aunque las medidas se realizaron con dos maniqués ensamblados. Sin embargo, la longitud recomendada por el Report TG111 para el estudio de próstata es ligeramente mayor. Por ello podría existir una pequeña subestimación en la dosis para este estudio en relación a los datos de la bibliografía.

### Conclusiones

Debería incorporarse a la rutina de los controles de calidad realizados a los equipos de radioterapia la estimación de la dosis impartida por los equipos de kV de los aceleradores. A tal fin el programa CTDosimetry del grupo ImPact se muestra como una herramienta válida.

Las dosis impartidas en estudios de imagen en radioterapia no son en absoluto despreciables. En consecuencia, se deben tener en cuenta la contribución de estas dosis en los tejidos sanos, especialmente si se realizan varios CBCT a lo largo de un tratamiento. En cualquier caso debe ponderarse individualmente para cada paciente la relación dosis/beneficio en la planificación de los esquemas de imagen y elegir aquel esquema más adecuado para cada paciente y patología.



## **Dosis de radiación al paciente y al radiólogo durante la realización de tomografía computarizada en tórax: programa de diagnóstico precoz del cáncer de pulmón, biopsia guiada y simulación del tratamiento oncológico radioterápico del cáncer de mama**

PASTOR SANCHIS, V., MARTÍNEZ SÁNCHEZ, J.M., PALMA COPETE, J.D., CRISPÍN CONTRERAS, V.\*, CASAL ZAMORANO, E., DE LOS DOLORES ALEMANY, V., GONZALEZ PEREZ, V., GIMENO OLMOS, J., GUARDINO DE LA FLOR, C.

Fundación IVO, Valencia.

\* Correspondencia – C-e: [verispin@fivo.org](mailto:verispin@fivo.org)

**Palabras clave:** TC de baja dosis, dosis radiación TC, TC mama.

### **Introducción**

El uso de la tomografía computarizada (TC) en intervenciones guiadas por la imagen, como por ejemplo, la biopsia de pulmón, ha experimentado un aumento considerable en la última década, debido al mayor contraste y resolución espacial que ofrece en comparación con otras técnicas convencionales, como la fluoroscopia o la ecografía. La principal desventaja de este método es el aumento de las dosis de radiación tanto al paciente como al radiólogo. En nuestro centro, muchas de las biopsias realizadas, tienen su origen en el programa internacional de detección precoz del cáncer de pulmón I-ELCAP, este programa está dirigido a personas mayores de 40 años que hayan sido fumadores en los últimos 10 años. Debido al elevado número de exploraciones que se realizan, es importante concienciar a la comunidad sanitaria de la importancia en la reducción de la dosis de radiación al paciente y al operador en las exploraciones TC. En este trabajo determinamos la dosis equivalente que recibe el operador y el paciente en las biopsias de pulmón utilizando dosímetros de termoluminiscencia. Se establecen recomendaciones para que esta dosis sea lo más baja posible. Asimismo se revisan los protocolos de adquisición tanto en exploraciones de TC en el programa de diagnóstico precoz citado, como en el proceso de adquisición de TC para la planificación dosimétrica del tratamiento oncológico radioterápico en el cáncer de mama.

### **Material y métodos**

Las exploraciones correspondientes al programa de detección del cáncer de pulmón se realiza con el equipo SOMATOM EMOTION 16, de la firma Siemens. Este equipo dispone de la opción CareDose4D que modula la corriente del tubo en función de la atenuación que presenta el paciente en cada zona, con el objetivo de optimizar la dosis al paciente. El hospital dispone, para la realización de las biopsias pulmonares el equipo SOMATOM Sensation 40, también de la firma Siemens. En la realización de las biopsias se ha empleado el modo fluoroscopia CT acompañado del sistema HandCare, que impide la emisión de radiación en un sector del giro del tubo, cuya utilidad es limitar la dosis al radiólogo. Para la medida de la dosis equivalente se han utilizado dosímetros TLD proporcionados y leídos por el Centro Nacional de Dosimetría. Se utilizan 3 dosímetros para el paciente, uno en la zona de la biopsia y otros dos en las extremidades, mientras que para el radiólogo, se le colocan 4, en las dos manos y en los dos dedos índices por dentro de los guantes plomados. Se ha revisado la conveniencia del protocolo de adquisición utilizado y la necesidad de modificarlo para minimizar la dosis de radiación. Por otra parte, se han comparado protocolos de adquisición de TC en equipos TC convencional, helicoidal monocorte y multicorte en el tratamiento oncológico radioterápico del cáncer de mama.

### **Resultados y discusión**

La punción en la biopsia se realiza guiada con TC, utilizando la aplicación HandCare, con 80 kVp y 30 mAs de referencia. La anchura del corte es de 4,8 mm. Medimos solamente la dosis correspondiente a la biopsia. Las dosis equivalentes obtenidas, tanto para el intervencionista como para el paciente, son muy dependientes de la duración del procedimiento, que depende de la localización y tamaño de la lesión. La máxima dosis registrada para las extremidades del radiólogo no supera los 4 mSv. Se ha establecido una tabla en términos de la magnitud dosimétrica definida por el producto longitud-dosis (DLP)(Gym) frente al índice de masa corporal para la elección de las características de la exploración. Esta tabla tiene como objetivo minimizar la dosis de radiación en la realización del TC de diagnóstico del cáncer de pulmón. El programa de detección precoz del cáncer de pulmón supone una repetición anual de la prueba y por tanto es posible guiarse con dicha tabla en sucesivas exploraciones.

En la revisión de diferentes protocolos de adquisición para simulación del tratamiento oncológico radioterápico, se ha objetivado una gran diferencia en las características radiológicas de las exploraciones realizadas en función del equipo de TC utilizado.

### **Conclusiones**

Recomendamos que para la realización de biopsias de pulmón con TC se disponga de sistemas de disminución de dosis tipo HandCare® (o similares según fabricante) y con las características radiológicas siguientes: 80 kVp y 30 mAs de referencia y una anchura del corte de 4,8 mm. Se recomienda atención especial a las características de la exploración de TC en simulación del tratamiento oncológico radioterápico para disminuir la dosis de radiación tan baja como sea posible. Aunque las dosis registradas para los profesionales están muy lejos de los límites anuales, es muy importante que se preste atención a la minimización y optimización de las dosis en las tomografías computarizadas, ya que el riesgo de los efectos estocásticos aumenta considerablemente con la dosis. Asimismo debe cuidarse que se alcancen los objetivos de las pruebas diagnósticas con el menor nivel de dosis de radiación posible. Para ello, se deben introducir todas las medidas de protección radiológica que estén a nuestro alcance.

## Estimación de dosis absorbida con CBCT en estudios de próstata medida con cámara lápiz y TLD's

ALONSO IRACHETA, L.\* , CAPUZ SUÁREZ, B., CÓRDOBA GÓMEZ, D., GÓMEZ MARTÍN, C., MARAVILLA LIMORTE, M., BÉJAR NAVARRO, M.J., COLMENARES FERNÁNDEZ, R., MORIS PABLOS, R., ROT SANJUÁN, M.J.

Hospital Universitario Ramon y Cajal, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: Leyre.alonso@salud.madrid.org

**Palabras clave:** CBCT, dosis, próstata, TLD's, cámara lápiz.

### Introducción

El Cone Beam CT (CBCT) es un sistema de formación de imagen compuesto por un tubo de Rayos X enfrentado a un panel plano de detección integrado en el acelerador. Permite realizar Radioterapia Guiada por la Imagen 3D (IGRT 3D) haciendo reconstrucciones volumétricas del paciente en la unidad del tratamiento y superponerlas con el TC de referencia para verificar y/o corregir la posición del tumor y/o de los órganos de riesgo en la zona de tratamiento.

En nuestro servicio, disponemos de un acelerador Synergy con CBCT que consta de una fuente de kilovoltaje perpendicular al cabezal de la unidad. Utilizamos el protocolo de próstata propuesto por Elekta® para verificar y corregir diariamente el posicionamiento del paciente en todas las sesiones de su tratamiento. De todos los protocolos de IGRT utilizados en nuestro servicio, éste es el que más dosis suministra al paciente y aunque su valor es dos órdenes de magnitud menor que la dosis administrada en el tratamiento, su distribución dentro de la zona irradiada es muy distinta a la del haz de MV y es importante verificarla.

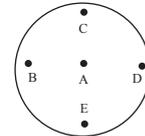
**Tabla 1.** Técnica del protocolo de próstata

$L_{CAMPOIRRADIACIÓN}$	10 cm en isocentro (sentido GT)
Giro Tubo	360°
kV	120
mAs	1025

### Material y métodos

La estimación de la dosis proporcionada por el CBCT se ha realizado midiendo la dosis absorbida en distintos puntos de un maniquí IEC 60601-1-44 de metacrilato de 16 cm de radio y de 15 cm de altura irradiado con dicho protocolo. Además se utilizaron dos métodos de medida: cámara lápiz y dosímetros de termoluminiscencia. En ambos casos se siguieron las recomendaciones del TG-75 de la AAPM para el cálculo del Índice de Dosis Ponderado en Tomografía Computerizada ( $CTDI_w$ ) aplicado a CBCT mediante la fórmula 1.

$$CTDI_w = \left[ \frac{2}{3}CTDI_{100}(\text{periferia}) + \frac{1}{3}CTDI_{100}(\text{centro}) \right] \quad (1)$$



**Figura 1.** Colocación del maniquí visto desde la pared opuesta al gantry.

Con la cámara lápiz calibrada en unidades de dosis-longitud se obtuvo el producto dosis longitud (PDL) que es definido por el TG-75 como una aproximación válida para calcular la dosis en estudios de TC. Se aplicó la fórmula 2 para calcular el  $CTDI_w$  con  $L_{scan} = 10$  cm.

$$PDL = (CTDI_w) \cdot L_{scan} \quad (2)$$

Los dosímetros TLD's MTS-N (LiF:Mg,Ti) se introdujeron en la parte central de cada uno de los orificios rellenando el resto con arroz bien compactado y se utilizó la técnica del protocolo de próstata. Se usaron también cuatro dosímetros para realizar una lectura del fondo.

### Resultados y discusión

Los resultados de las medidas obtenidas con la cámara lápiz se muestran en la Tabla 1. Realizando el cálculo con las fórmulas anteriores recomendadas por la AAPM, se obtiene un  $CTDI$  de 22,88 mGy. El cálculo de dosis con los TLD's se realizó promediando las

**Tabla2.** Medidas con cámara lápiz

POSICIÓN CÁMARA	PDL (mGy·cm)	PDL <sub>correctado P.T</sub> (mGy·cm)	CTDI (mGy)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)
A	113	123,12	12,31	22.88
B	276,60	301,21	30,12	
C	253,40	275,95	27,59	
D	252,40	274,86	27,48	
E	252,40	274,86	27,48	

**Tabla3.** Medidas con TLD's

POSICIÓN TLD's	CTDI (mGy)	CTDI <sub>w</sub> (mGy)
A	12.79	22.78
B	28.62	
C	28.22	
D	27.71	
E	26.60	

cinco lecturas obtenidas en cada uno de los insertos y aplicando posteriormente la fórmula (1). La dosis en este caso fue de 22.78 mGy. Elekta® especifica un  $CTDI$  de 25 mGy midiendo con cámara lápiz en el maniquí y tomando en cada una de las posiciones de la Figura 1 el promedio de tres lecturas.

### Conclusiones

La desviación entre la dosis de referencia que proporciona Elekta® y la medida en nuestro hospital fue de un 8% con cámara lápiz y de un 7% con TLD's. La diferencia entre las medidas con cámara lápiz y TLD's fue de un 0,4%. Consideramos que con cualquiera de los dos métodos podemos verificar la dosis suministrada al paciente en procedimientos de IGRT 3D de próstata.



## Estudio comparativo de estimación de dosis en el cambio de un mamógrafo convencional a un mamógrafo digital

VÁZQUEZ VÁZQUEZ, R.\* , OTERO MARTÍNEZ, C., SOTO BÚA, M., SANTAMARINA VÁZQUEZ, F., CARRIL IGLESIAS, S., LOBATO BUSTO, R., LUNA VEGA, V., MOSQUERA SUEIRO, J., SÁNCHEZ GARCÍA, M., POMBAR CAMEÁN, M.

Servizo de Radiofísica e Protección Radiolóxica, C. H. Universitario de Santiago de Compostela, Santiago de Compostela.

\* Correspondencia – C-e: Ruben.Vazquez.Vazquez@sergas.es

**Palabras clave:** mamografía convencional, mamografía digital, dosimetría, selenio amorfo, dance.

### Introducción

Los estudios mamográficos son en la actualidad una de las exploraciones radiológicas más exigentes debido a su eficacia en la detección precoz de cáncer de mama. La introducción de la mamografía digital ha supuesto un gran avance, ya que ha permitido superar algunas de las limitaciones de los sistemas convencionales.

Debido a la naturaleza radiosensible del tejido glandular, cobra una gran importancia el control de la dosis a pacientes. En el presente estudio se quiere analizar las variaciones en la dosimetría que pueden existir entre un mamógrafo convencional y un mamógrafo digital.

### Material y métodos

En el año 2010 entró en funcionamiento, en el “Programa Galego de Detección Precoz de Cancro de Mama” (PGDPCM), un mamógrafo digital Siemens Inspiration, con detector de selenio amorfo y combinaciones ánodo / filtro de Mo/Mo, Mo/Rh y W/Rh, que sustituyó a un mamógrafo convencional Siemens Mammomat 1000, con combinación pantalla-película Agfa Detail R – Kodak MinR-S.

A partir de los datos recogidos de las mamografías realizadas a 100 pacientes durante el año 2009, con el mamógrafo convencional, y de las mamografías realizadas a 100 pacientes durante el año 2010, ya con el mamógrafo digital, se realizó una estimación de la dosis glandular media ( $D_{GM}$ ).

Para calcular la  $D_{GM}$  se utilizó la ecuación descrita por Dance, según el cual su valor es igual al KERMA en aire en la superficie de entrada sin retrodispersión (KASE) multiplicado por tres factores (g,s,c). Dichos factores dependen, respectivamente, del espesor de la mama y del valor de la capa hemirreductora (“g”), de la combinación ánodo-filtro (“s”), y de la composición glandular de la mama (“c”). Para la medida del KASE para las distintas combinaciones ánodo / filtro, se ha usado una cámara de ionización RadCal 10X6-6M.

### Resultados y discusión

El espesor medio de la mama en los dos años es, para ambas muestras de pacientes, de 5,3 cm. Dicho valor de espesor es similar al espesor de una mama estándar (5,2 cm).

A la hora de realizar la mamografía convencional, en el 57,75% de los casos se usó una combinación ánodo/filtro de Mo/Rh con un kilovoltaje-pico de 27 kV, mientras que con el mamógrafo digital se optó, en el 40,00% de los casos, por una combinación W/Rh con un kilovoltaje-pico de 29 kV. Este cambio de la combinación ánodo / filtro tuvo como consecuencia la disminución, aproximadamente en un 10%, del valor del KASE, pasando de 4,46 mGy a 4,07 mGy.

Sin embargo, la  $D_{GM}$  sufrió un incremento de casi un 20%, pasando de valores de 0,96 mGy a 1,18 mGy.

### Conclusiones

En este caso, el cambio de un mamógrafo convencional a un mamógrafo digital ha supuesto un pequeño aumento de la  $D_{GM}$ , aunque los valores se mantienen muy por debajo de los valores deseables establecidos en el Protocolo Europeo de Control de Calidad en Mamografía.

Dicho aumento es debido a que, aunque el KASE disminuyó por el uso de la combinación ánodo / filtro de W/Rh, esto provocó el aumento del valor de la capa hemirreductora (HVL) ya que dicha combinación da lugar a un haz más penetrante. El HVL pasó de 0,35 mm Al, para el mamógrafo convencional, a 0,53 mm Al, para el mamógrafo digital. El cambio del valor del HVL tuvo como consecuencia más significativa el aumento del valor del factor “g”, llegando en algunos casos al 50%.

De todos modos, debe tenerse en cuenta que se trata del primer año de funcionamiento de dicho sistema, por lo que este resultado podría ser modificado llevando a cabo, al igual que se hace en el resto de equipos de radiodiagnóstico, la necesaria optimización de los correspondientes protocolos de adquisición de imagen.

## Comparación de la dosis depositada entre el sistema OBI y el Truebeam Imaging system de Varian

PINO, F.\*, NAVARRO, D., SANCHO, I., LIZUAIN, M.C.

Servei de Física Mèdica i Protecció Radiològica, Institut Català d'Oncologia, L'Hospitalet de Llobregat.

\* Correspondencia – C-e: fpino@iconcologia.net

**Palabras clave:** IGRT, CBCT, dosis, TrueBeam, OBI.

### Introducción

El uso de sistemas de imagen de kilovoltaje para el posicionamiento de los tratamientos de radioterapia ha experimentado un auge en los últimos años. En técnicas como la IMRT, estos sistemas se aplican a un gran número de sesiones para garantizar un posicionamiento preciso. Esto hace que sea creciente el interés por conocer la dosis depositada en el paciente. Las empresas involucradas en el desarrollo de nuevos diseños centran sus esfuerzos en reducir la dosis debida a estos sistemas de posicionamiento. El objetivo de este trabajo es comparar la dosis impartida por el sistema de imagen guiada OBI con la del nuevo Sistema de Imagen del TrueBeam, ambos de Varian, tanto en imagen planar como en tomográfica (CBCT).

### Material y métodos

Se midió la capa hemirreductora en aluminio para determinar las características de los haces. Se calculó la dosis impartida en aire para los protocolos de imagen planar implementados por el fabricante mediante una cámara de ionización NE 2571, calibrada en calidades de radiodiagnóstico. A partir de la dosis en aire, se obtuvo la dosis de entrada a paciente para los dos sistemas de imagen.

Se midió el CTDI<sub>w</sub> para los protocolos de adquisición CBCT (Standard Dose Head, Pelvis, Low Dose Thorax (LDT) y Pelvis Spot Light (PSL)) de ambos sistemas utilizando la cámara de ionización NE 2571 en dos maniqués acrílicos cilíndricos uniformes, uno de 16 cm de diámetro (maniquí de cabeza) y el otro de 32 cm de diámetro (maniquí de cuerpo). Así mismo, se utilizó la cámara de ionización PTW30009 (cámara de lápiz) para medir el CTDI<sub>w</sub> en ambos maniqués para un haz estrecho de 2 cm de anchura en el isocentro para el TrueBeam. Esta medida se comparó con el valor proporcionado por el fabricante en esas mismas condiciones.

Finalmente, se realizaron adquisiciones de un maniquí CATPHAN con los protocolos CBCT para evaluar la calidad de las reconstrucciones en ambos sistemas.

### Resultados y discusión

Las diferencias de la dosis de entrada a paciente entre los dos sistemas para los diferentes protocolos de adquisición de imagen planar varían entre el 7% y el 18%, con valores de dosis superiores en el caso del TrueBeam. Las diferencias entre la dosis medida para el TrueBeam y la del fabricante varían entre el 4% y el 16%, siendo los valores del fabricante superiores. En la Tabla 1 se detallan las características de adquisición de los modos CBCT para los dos sistemas y los resultados de CTDI<sub>w</sub> obtenidos. Se observa que la capa hemirreductora es superior en el TrueBeam debido a la incorporación de un filtro de Titanio. El valor del CTDI<sub>w</sub> es aproximadamente la mitad en el caso del TrueBeam, a excepción del protocolo de adquisición PSL, ya que en el Sistema de Imagen del TrueBeam se ha eliminado el filtro Full Fan para este protocolo de adquisición. El análisis de las imágenes obtenidas con el maniquí CATPHAN muestra unas imágenes con menos artefactos para las adquisiciones del TrueBeam, en especial para los protocolos Head y PSL. Los valores de CTDI<sub>w</sub> medidos para haz estrecho en los protocolos del TrueBeam se mueven entre un 1% superior y un 12% inferior a los proporcionados por Varian.

**Tabla 1.** Resultados del CTDI<sub>w</sub> para los diferentes protocolos de adquisición

	OBI					Sistema de Imagen TrueBeam				
	kV	mAs	CHR (mm Al)	Filtros	CTDI <sub>w</sub> (mGy)	kV	mAs	CHR (mm Al)	Filtros	CTDI <sub>w</sub> (mGy)
Head	100	145	4.73	Full	6.09	100	146.4	7.13	Full + Titanium	3.68
Pelvis	125	680	5.66	Half	25.24	125	686.4	8.21	Half + Titanium	12.6
LDT	110	262	5.1	Half	9.55	125	264	8.21	Half + Titanium	4.77
PSL	125	720	5.75	Full	24.91	125	731.27	8	Titanium	32.92

### Conclusiones

Las dosis a paciente de los diferentes protocolos de imagen planar son similares en el Sistema de Imagen del TrueBeam y el sistema OBI. Para los protocolos de adquisición CBCT, la dosis es inferior en los protocolos del Sistema de Imagen TrueBeam, a excepción del protocolo PSL. Estas diferencias se deben a los cambios en el uso de filtros. La calidad de imagen CBCT en ambos sistemas es similar, aunque se observa una disminución de los artefactos en el Sistema de Imagen del TrueBeam.



## Adaptación de los protocolos de adquisición de imágenes de TC pediátricos en un servicio de urgencia. Valoración de la calidad de imagen y dosis

BATISTA ARCE, A., GONZÁLEZ LÓPEZ, S., CATALÁN ACOSTA, A.\*, CASARES MAGAZ, O., HERNÁNDEZ ARMAS, O., HERNÁNDEZ ARMAS, J.  
Hospital Universitario de Canarias. Servicio de Física Médica, La Laguna.

\* Correspondencia – C-e: acatalan.huc@gmail.com

**Palabras clave:** reducción de dosis, TC pediátricos, Calidad de imagen TC.

### Introducción

El objeto de este trabajo es valorar cualitativamente la calidad de imagen en relación con la dosis de radiación impartida en estudios de TC pediátricos del tomógrafo computerizado del Servicio de Urgencias del Hospital Universitario de Canarias (HUC) con el fin de poder optimizar los parámetros técnicos utilizados en estos exámenes radiológicos de forma que se obtenga una calidad de imagen óptima con la menor dosis posible.

### Material y métodos

El servicio de urgencias del HUC dispone de un TC Toshiba monocorte Modelo Xvision, este equipo dispone de un programa específico para TC pediátricos que es el habitualmente utilizado por los operadores del equipo para realizar los estudios a los niños menores de 14 años. Los parámetros técnicos de exploración utilizados en este protocolo son: 120 kV, 120 mAs, 1,5 s de tiempo de rotación.

Para valorar la calidad de imagen con diferentes técnicas de exploración se obtuvieron imágenes de alto y bajo contraste del maniquí de control de Calidad CATPHAN 600 con técnicas que iban desde los 200 mAs hasta los 30 mAs. Estas imágenes fueron evaluadas por cinco radiólogos de análoga experiencia del Servicio de Radiodiagnóstico del HUC. Así mismo, se midió el ruido de estas imágenes con el programa ImageJ.

Con un equipo de medida Unfor Xi con cámara lápiz calibrados para la medida de dosis en TC se midió el CTDI central y periférico calculando posteriormente el CTDI ponderado, así mismo verificó la linealidad del CTDI con los mAs.

### Resultados y discusión

En la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos: el diámetro en mm del objeto más pequeño visualizado para contrastes del 1%, 0,5% y 0,3% así como los pares de líneas por cm resueltos en las imágenes de alto contraste, estos valores son los valores promedio dados por los cinco radiólogos. En la tabla también se muestra el ruido de la imagen medido como la desviación estándar del nº CT de un área de interés de 250 píxeles en el centro de la imagen y el CTDI<sub>w</sub> (CTDI ponderado).

mAs	Bajo contraste			Alto contraste		
	mm diámetro mas pequeño observado			Pares linea/cm	Ruido	CTDI W
	1.0%	0.5%	0.3%		$\sigma$	(mGy)
200	3	5	6	7.4	3.9	3.51
120	4	6	7	7.3	4.7	2.10
90	4	6	8	7	5.3	1.58
60	4	8	9	7.1	5.7	1.05
50	4	8	15	7	7.8	0.88
30	5	9	-	6.9	8.3	0.53

### Conclusiones

Vistos los resultados de la tabla anterior, puede observarse, que no existe una diferencia significativa en la resolución a bajo contraste y alto contraste en los estudios realizados con la técnica actual empleada para los estudios pediátricos 120 mAs y los realizados con 90mAs, lo que permitiría establecer este último valor como técnica estándar para estos estudios obteniéndose una reducción de dosis del 25% de dosis aproximadamente.

## Atenuación y calidad de imagen en el empleo de protectores de bismuto en exploraciones de TC de tórax

GARCÍA RUIZ-ZORRILLA, J.<sup>1,\*</sup>, FERNÁNDEZ LETÓN, P.<sup>1</sup>, MARTÍNEZ GÓMEZ, L.C.<sup>2</sup>, DE LA CASA DE JULIÁN, M.A.<sup>2</sup>, GILARRANZ MORENO, R.<sup>2</sup>, ZUCCA APARICIO, D.<sup>1</sup>, MIÑAMBRES MORO, A.<sup>1</sup>, PÉREZ MORENO, J.M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Madrid Sanchinarro.

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario 12 de Octubre.

\* Correspondencia – C-e: juangarcia@hospitaldemadrid.com

**Palabras clave:** TC, Mama, Protectores de Bismuto, Atenuación, Calidad de imagen.

### Introducción

Para las exploraciones de TC de tórax existen protectores de bismuto (Bi) con el objetivo de reducir la dosis en las mamas. El objetivo de este trabajo es evaluar con dosímetros termoluminiscentes la atenuación en la dosis glandular media, cuando se utilizan estos protectores para mama en exploraciones de TC, así como evaluar la calidad de imagen con y sin protectores de Bismuto.

### Material y métodos

Para medir la atenuación de los protectores de Bi “Attenurad” de densidad de 3,4 g/cm<sup>2</sup> se hace una medida con protector y otra medida sin protector en un TC Picker 2000 sin modulación de corriente. Para ello se utiliza el maniquí antropomórfico “Rando, Alderson” con su accesorio de mama de tejido equivalente. En este accesorio de mama se insertan 50 dosímetros termoluminiscentes (TLDs) de LiF y lectora “Harshaw” para cada medida, distribuidos en 25 puntos distintos de la mama. Se escogen puntos de la mama hasta una profundidad de 4-5 cm que es la profundidad promedio evaluada en 20 TC de pacientes. La evaluación de la calidad de imagen se realiza con el maniquí de calidad de imagen “Emma, Siemens” utilizando el mismo kVp de adquisición que se utilizó para medir la atenuación, analizando tres casos diferentes: El 1º y el 2º con la misma corriente que se utilizó para la medida de atenuación, sin protector y con protector de Bi respectivamente. El 3º sin protector de Bi pero con una reducción en la corriente de la adquisición del mismo porcentaje que la atenuación en la dosis glandular media.

Para la calidad de imagen se realizan 5 ROI de 3 cm de diámetro en un corte uniforme del maniquí evaluando: valor medio del número TC, ruido mediante la desviación típica de las ROI y uniformidad espacial del número TC. La resolución a bajo contraste se evalúa mediante grupos de objetos de tamaño variable y distinta densidad por 3 observadores distintos.

### Resultados y discusión

La dosis glandular media se ha evaluado como el promedio de los 50 TLDs y la atenuación como

$$1 - \frac{\text{promedio (50 TLDs) TC con BI}}{\text{promedio (50 TLDs) TC sin BI}}$$

resultando una atenuación del 40%, lo que supone una reducción de dosis muy significativa para este tipo de exploraciones. La reducción de dosis en la mama que producen los protectores, también se podría lograr reduciendo la corriente del TC en ese porcentaje. Vamos a comparar el detrimento de la calidad de imagen utilizando protectores de Bi o bien reduciendo la corriente en torno a un 40%.

Los resultados de la calidad de imagen:

ROI <sub>n</sub>	TC sin Bi 200 mA			C con Bi 200 mA			C sin Bi 125 mA		
	nº CT	SD	ROI <sub>n</sub> -ROI <sub>cn</sub>	º CT	SD	ROI <sub>n</sub> -ROI <sub>cn</sub>	ºCT	SD	ROI <sub>n</sub> -ROI <sub>cn</sub>
Superior	6	12,2	-3	27	16,1	15	6	14,5	-2
Derecha	8	12,0	-1	13	12,8	1	11	16,8	3
Inferior	13	13,3	4	16	14,9	4	13	16,8	5
Izquierda	12	13,8	3	17	14,3	5	8	14,6	0
central	9	14,2	-	12	17,2	-	8	18,0	-

En la resolución a bajo contraste, en el TC con Bi se distingue hasta un inserto de 20 mm de diámetro, de densidad 1% respecto al agua, mientras que en los otros dos TC se distingue hasta un inserto de 7 mm de la misma densidad. Reducir la corriente produce un mayor ruido en la imagen, sin embargo los protectores de Bi producen artefactos en la imagen, aumentando el nº CT promedio en la imagen y produciendo una peor uniformidad del nº CT, también empeoran la resolución a bajo contraste que es una evaluación directa de la calidad de imagen.

### Conclusiones

Para un TC sin modulación de corriente los protectores de Bi para mama atenúan en torno a un 40% la dosis glandular media pero producen una pérdida de calidad de imagen que se manifiesta en un aumento de ruido, un aumento del nº CT por artefacto de la imagen, una peor uniformidad espacial del nº CT y una pérdida de resolución a bajo contraste. Esta pérdida de calidad de imagen es mayor que si redujésemos la corriente del TC un 40%.

La reducción de dosis sería más conveniente realizarla reduciendo la corriente que utilizando los protectores de Bi, siempre que se pudiese ajustar la dosis de los protocolos de tórax, porque la reducción de dosis sería en todo el volumen y no sólo en la mama, con una mejor calidad de imagen.

## Área 05

# Dosimetría clínica en la terapia con radiaciones: radioterapia externa, braquiterapia y terapia metabólica

Radioterapia externa: 3D conformada, IMRT, arcoterapia dinámica, RapidArc, VMAT, radioterapia 4D, tomoterapia

Radioterapia estereotáxica, CyberKnife

Radiocirugía, Radioterapia Intraoperatoria  
IGRT

Braquiterapia

Técnicas especiales de terapia con radiaciones

Terapia con iones pesados y protones

Verificaciones de pacientes

Inmovilización de pacientes para radioterapia

Redes de tratamiento

Terapia Metabólica

Nuevos isótopos para terapia

Dosimetría fotográfica

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





Experiencia en el tratamiento de IMRT en cáncer de próstata. Planificación, dosimetría y control de calidad . . . . .	253
Gómez Barrado, A., García Vicente, F., Fernández Bedoya, V., Bermúdez Luna, R., Pérez González, L., Torres Escobar, J.J.	
Control de calidad global en radiocirugía . . . . .	255
Baños Capilla, M.C., García Martínez, M.A., Bea Gilabert, J., Ros García, L., Gil Deltoro, P.	
Evaluación del límite inferior de precisión en un sistema de simulación virtual . . . . .	256
Bea Gilabert, J., Baños Capilla, M.C., García Martínez, M.A., Ros García, L., Gil Deltoro, P., Larrea Rabassa, L.M., López Muñoz, E.	
Intercomparación entre el sistema de localización estereotáxica de Brainlab y el sistema de posicionamiento por láseres del TC . . . . .	257
Del Moral, F., Pereira, L., Meilán, E., Vázquez, J., Medal, D., Salgado, M.	
Variación de la captación y el periodo de eliminación entre fase diagnóstica y terapéutica en Graves-Basedow tratados con I-131 . . . . .	258
Martínez Gómez, L.C., Llorente Herrero, E., Gilarranz Moreno, R., Manzanas Artigas, M.J., De la Casa de Julián, M.A.	
Consideraciones dosimétricas para tratamiento de lesiones espinales mediante radiocirugía de sesión única con IMRS . . . . .	259
Zucca Aparicio, D., Pérez Moreno, J.M., Fernández Letón, P., García Ruiz-Zorrilla, J., Miñambres Moro, A.	
Radioterapia adaptativa: aplicación en cáncer de pulmón. . . . .	260
Sánchez Mazón, J., Raba Díez, J.I., Vázquez Rodríguez, J.A., Pacheco Baldor, M.T., Mendiguren Santiago, M.A., Menéndez García, J.C.	
Utilización de campos con energías de 18 MV en tratamientos de IMRT (prostaticos, cabeza y cuello, mama, toracicos) . . . . .	261
Sánchez-Reyes, A., Loscos, S., Rodríguez Garcia, A., Vila, A., Pedro, A.	
Dosimetría in vivo mediante detectores de TLD en implantes de próstata con semillas de I-125: resultados preliminares . . . . .	262
Sánchez-Reyes, A., Pedro, A., Bassas, P., Duch, M.A., Cros, M., Mañe, S.	
Análisis comparativo de dosimetrías 2D y 3D con braquiterapia de alta tasa de dosis del carcinoma de cervix no operado . . . . .	263
García Castejón, M.A., Penedo Cobos, J.M., Rincón Pérez, M., Gómez-Tejedor Alonso, S., Luna Tirado, J., Pérez Casas, A.M.	
Tratamiento de lesiones pulmonares mediante radioterapia estereotáxica extracraneal guiada por imagen con tomoterapia . . . . .	265
Rodríguez Romero, R., Sánchez Rubio, P.	
Irradiación de metástasis cerebrales múltiples con tomoterapia helicoidal. . . . .	267
Rodríguez Romero, R., Sánchez Rubio, P.	
Influencia de la dosis y del tiempo en el cc de tratamientos de próstata: primeros resultados en la unidad Tomotherapy Hi-Art . . . . .	268
García Repiso, S., Hernández Rodríguez, J., Martín Rincón, C., Ramos Pacho, J.A., Verde Velasco, J.M., Montes Fuentes, C., De Sena Espinel, E., Gómez Llorente, P.L., Fernández Bordes, M.	
Comparación de tratamientos de “steep and shoot” generados por diferentes sistemas de planificación inversa . . . . .	269
Pérez Moreno, J.M., Zucca Aparicio, D., Fernández Letón, P., García Ruiz-Zorrilla, J., Miñambres Moro, A.	

Estimación dosis en piel mediante película radiocrómica . . . . .	270
Calvo Ortega, J.F., Puertas Calvo, E., San José Maderuelo, S., Moragues Femenia, S., Casals Farran, J.	
Estudio dosimétrico de la unión de campos modulados . . . . .	271
Calvo Ortega, J.F., Puertas Calvo, E., San José Maderuelo, S., Moragues Femenia, S., Pozo Massó, M., Casals Farran, J.	
Estimación de dosis en el volumen blanco durante el curso de radioterapia estereotáxica de pulmón . . . . .	272
Calvo Ortega, J.F., Puertas Calvo, E., San José Maderuelo, S., Moragues Femenia, S., Casals Farran, J.	
Estudio de volúmenes pre y post-implante en braquiterapia de próstata para establecimiento de márgenes del PTV . . . . .	273
Jiménez Domínguez, M., Carrasco Herrera, M., Baeza Trujillo, M., Herrador Córdoba, M.	
Tumores gástricos: comparación de diferentes modalidades de tratamiento radioterápico . . . . .	274
Andrés Rodríguez, C., Del Castillo Belmonte, A., Alonso Hernández, D., Tortosa Oliver, R., Marí Palacios, A.	
Puesta en marcha de un software de libre distribución para el control de calidad de IMRT . . . . .	275
Chinillach, N., Alonso, S., Cortina, T., Reinado, D., Ricós, B., Díez, S., Campayo, J.M.	
Primeros tratamientos de Rapid ARC en el Hospital Ruber Internacional . . . . .	276
Simón de Blas, R., Palazón Cano, I., Bertomeu Padín, T., Fayos Ferrer, F., Antolín San Martín, Rey Portolés, G.	
Influencia de la profundidad en la verificación de fluencias para una matriz de diodos. . . . .	278
Gómez Pardos, R., González López, A., Tobarra González, B.	
Artitransformar. . . . .	279
Lozano Flores, F.J., Puértolas Hernández, J.R., Pino León, C., Larretxea Etxarri, R.	
Incorporación en nuestro centro de la técnica de arcoterapia volumétrica (VMAT) en el tratamiento de cáncer de próstata . . . . .	280
Mateos, J.C., Cabrera, P., Luis, J., Perucha, M., Sánchez, G., Herrador, M., Ortiz, M.J.	
Verificación bidimensional de pacientes con cáncer de próstata tratados con VMAT mediante el detector Matrixx y software OP'IMRT de IBA . . . . .	281
Mateos, J.C., Perucha, M., Cabrera, P., Luis, F.J., Sánchez, G., Herrador, M.	
Verificación tridimensional de pacientes con cáncer de próstata tratados con VMAT mediante el detector Matrixx y software COMPASS de IBA . . . . .	282
Mateos, J.C., Luis F.J., Cabrera, P., Carrasco, M., Sánchez, G., Herrador, M.	
Un nuevo método para la verificación de tratamientos de IMRT sobre la geometría del paciente utilizando los archivos Dynalog . . . . .	283
Infante Utrilla, M.A., Calama Santiago, J.A., Lavado Rodríguez, M.E.	
Método complementario de análisis de la calidad del implante de semillas de I-125 para braquiterapia de próstata mediante la adquisición de imágenes ecográficas post-implante . . . . .	284
Jiménez Domínguez, M., Carrasco Herrera, M., Baeza Trujillo M., Herrador Córdoba, M.	
Solución de clase para disminuir dosis en recto en tratamientos de próstata con radioterapia 3D-CRT. . . . .	285
Andrés Rodríguez, C., Tortosa Oliver, R., Alonso Hernández, D., Marí Palacios, A., Del Castillo Belmonte, A.	
Radiocirugía estereotáxica no invasiva para malformaciones arteriovenosas . . . . .	286
Rodríguez Romero, R., Castro Tejero, P., Sánchez Rubio, P., Núñez Martín, L., Medrano, J.C.	
Evaluación de la corrección dosimétrica por la presencia de la mesa de tratamiento en el planificador Eclipse . . . . .	287
Díaz Pascual, V., Vázquez Galiñanes, A., Sanz Freire, C.J., Collado Chamorro, P., Gómez Amez, J., Martínez Sánchez, S., Ossola Lentati, G.A.	

Análisis de las desviaciones encontradas en la verificación de los tratamientos dinámicos de IMRT con el planificador XIO . . . . .	288
Martínez Ortega, J., Castro Tejero, P., Quintana Paz, A.	
Determinación del movimiento prostático con el uso de marcadores fiduciaros y estructuras óseas mediante haz cónico tomográfico computarizado . . . . .	289
Juan-Senabre, X.J., Conde-Moreno, A.J., Santos-Serra, A., López-Tarjuelo, J., Sánchez-Iglesias, A.L., Quirós-Higueras, J.D., De Marco-Blancas, N., Calzada-Feliu, S., Ferrer-Albiach, C.	
Impacto dosimétrico de la incertidumbre asociada a la posición de la fuente en braquiterapia de alta tasa de dosis de cáncer de próstata . . . . .	290
Gómez Martín, C., Maravilla Limorte, M., Alonso Iracheta, L., Béjar Navarro, M.J., Capuz Suárez, A.B., Colmenares Fernández, R., Morís Pablos, R., Rot Sanjuán, M.J.	
Verificación de dosis absorbida en los tratamientos de SBRT de pulmón. . . . .	292
González González, J., Modolell Farré, I.	
Modelo experimental para la determinación de la dosis periférica de neutrones en pacientes de radioterapia . . . . .	293
Expósito, M.R., Terrón, J.A., Barquero, R., Domingo, C., García-Fusté, M.J., Amgarou, K., Gómez, F., Lagares, J.I., Sánchez-Doblado, F.	
Establecimiento de niveles de acción para el control de calidad de IMRT con panel plano: experiencia con el algoritmo iGRiMLO. . . . .	294
González, V., De los Dolores, V., Pastor, V., Martínez, J., Gimeno, J., Guardino, C., Crispín, V.	
Procedimiento de cálculo de dosis absorbida en tumor y medula roja en pacientes sometidos a terapia metabólica con I-131 MIBG . . . . .	295
Gómez, C., Maravilla, M., Alonso, L., Barquero, R., Ferrer, N., Sastre, J.M., Arranz, L.	
Estudio y caracterización de matrices de detectores para verificación dosimétrica de radioterapia, análisis de las soluciones comerciales . . . . .	296
Gago Arias, A., Brualla González, L., Gómez Rodríguez, F., González Castaño, D.M., Pardo Montero, J., Luna Vega, V., Mosquera Sueiro, J., Sanchez Garcia, M.	
Tratamientos de radioterapia convencional (planificación directa) de cabeza y cuello con fotones para sistema de planificación XIO (cms) y acelerador Siemens Primus: propuesta de protocolo de planificación, dificultades encontradas, “trucos” prácticos y posibles modificaciones de la “class solution” . . . . .	298
Sáez, F., Benito, M.A., Sáez, M.	
Verificación de tratamientos de IMRT ¿Cuántas medidas son necesarias? . . . . .	299
Forner Forner, A., Lozares Cordero, S., Pellejero Pellejero, S., Iriando Igerabide, U., Otal Palacín, A., Mañeru Cámara, F., Miquelez Alonso, S., Martín Albina, M.L., Soto Prados, P.M., Rubio Arróniz, A.	
Verificación de los tratamientos de IMRT en tomoterapia mediante una matriz 2D de cámaras de ionización . . . . .	300
Alejo Luque, L., Quintana Paz, A., Martínez Ortega, J.	
Incertidumbres asociadas a la braquiterapia de bronquio . . . . .	301
Richarte Reina, J.M., Lupiani Castellanos, J., Quiñones Rodríguez, L.A., Ramos Caballero, L.J., Angulo Paín, E., Iborra Oquendo, M., Castro Ramirez, I., Ureña Llinares, A.	
Técnica de inmersión acuosa para la irradiación con fotones del sarcoma de Kaposi multiple en pies y tobillos . . . . .	302
Velázquez Miranda, S., Muñoz Carmona, D.M., Ortiz Seidel, M., Gómez-Millan Barrachina, J., Delgado Gil, M.M., Ortega Rodríguez, M.J., Domínguez Rodríguez, M., Márquez García Salazar, M., Bayo Lozano, E.	
Técnica de irradiación para testículos en recidiva de leucemia linfoblástica aguda . . . . .	303
Velázquez Miranda, S., Delgado Gil, M.M., Ortiz Seidel, M., Muñoz Carmona, D.M., Gómez-Millan Barrachina, J.	

Elevación central de inmovilización personalizada de pacientes radioterápicos con extremidades inferiores afectas sin laser sagital cenital móvil . . . . .	304
Velázquez Miranda, S., Delgado Gil, M.M., Ortiz Seidel, M.	
Hipofraccionamiento de doble sobreimpresión integrada (2xSIB) para el glioblastoma multiforme. . . . .	305
Velázquez Miranda, S., Muñoz Carmona, D.M.	
Diseño de tratamiento multisegmental para HBI inferior . . . . .	306
Velázquez Miranda, S., Serra, F., Ortiz Seidel, M.M.	
Diseño radiobiológico para tratamiento SIB vesículas/próstata con distribución cóncava de dosis en el recto . . . . .	307
Jiménez Domínguez, M., Rodríguez Alarcón, C., Velázquez Miranda, S., Herrador Cordoba, M.	
Caracterización de un sistema de verificación de dosis dedicado a tratamientos de radioterapia basado en un detector de silicio de multi-tiras . . . . .	308
Bocci, A., Cortes Giraldo, M.A., Gallardo, M.I., Espino, J.M., Arráns, R., Abou Haidar, Z., Alvarez, M.A.G., Quesada, J.M., Vega-Leal, A.P., Pérez Nieto, F.J.	
Inclusión de un protocolo dietético y laxante en el tratamiento del cáncer de próstata . . . . .	309
Pera Cegarra, O. De Dios Lozano, J., Quera Jordana, J., Fernandez Velilla, E.	
Medida de dosis absoluta con películas Gafchromic EBT2. Caso práctico de un sarcoma de Kaposi. . . . .	310
Pereira, L., Del Moral, F., Meilán, E., De Azevedo Gomes, J.C., Teijeiro García, A.G., Andrade Alvarez, B., Vázquez, J., Nieto, I., Medal, D., López Medina, A., Francisco, S., Salgado, M., Muñoz, V.	
Impacto del tamaño de la ventana de Gating en tratamientos estereotáxicos extracraneales con sincronización respiratoria . . . . .	311
Sánchez Rubio, P., Castro Tejero, P., Medrano González de Prado, J.C	
Análisis de las correcciones interfacción en el posicionamiento de los pacientes mediante IGRT. . . . .	312
Rodríguez Rodríguez, C., Caballero Perea, B., López Fernández, A., Sáez Beltrán, M.	
Verificación de la técnica de haz dividido (SPLIT) para IMRT dinámica, utilizando dosimetría con EPID. . . . .	313
Richart, J., Perez-Calatayud, J., Granero, D., Ballester, F., Santos, M., Rodríguez, S., Navarro, M.A., Pujades, M.C., Camacho, C.	
Calibración y uso de películas Gafchromic EBT2® para control de calidad en braquiterapia de alta tasa . . . . .	314
Meilán Bermejo, E., Del Moral Vila, F., Pereira Ferradás, L., Teijeiro García, A.G., López Medina, A., Andrade Álvarez, B., Vázquez Rodríguez, J.S., Medal Francesch, D., Salvador Gómez, F., Salgado Fernández M., Muñoz Garzón, V.M.	
Ventajas e inconvenientes del uso de técnicas no coplanares en radioterapia 3D conformada de abdomen . . . . .	316
Ureña Llinares, A., Castro Ramírez, I., Iborra Oquendo, M.A., Quiñones Rodríguez, L.A., Angulo Pain, E.	
Verificación de tratamientos complejos de ORL en 3D conformada con la matriz bidimensional de detectores PTW 2D ARRAY Seven 29 (T10024). . . . .	317
Ureña Llinares, A., Ramos Caballero, L.J., Angulo Pain, E., Iborra Oquendo, M.A.	
Tratamiento craneoespinal multi-isocéntrico con IMRT y guiado por imagen en acelerador lineal basado en Gantry. . . . .	318
Sáez Beltrán, M., Caballero Perea, B., Rodríguez Rodríguez, C., Arminio Díaz, E., López Fernández, A., Gómez Fervienza, J.R., Crespo Díez, P., Cantarero Valenzuela, N., Álvarez Sánchez, M., Martín Martín, G.	

## Experiencia en el tratamiento de IMRT en cáncer de próstata. Planificación, dosimetría y control de calidad

GÓMEZ BARRADO, A.\*, GARCÍA VICENTE, F., FERNÁNDEZ BEDOYA, V., BERMÚDEZ LUNA, R., PÉREZ GONZÁLEZ, L., TORRES ESCOBAR, J.J.

Sección de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario de La Princesa, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: agbarrado@gmail.com

**Palabras clave:** radioterapia, intensidad modulada, verificación de tratamientos, sistema de cálculo paralelo, dosimetría física.

### Introducción

El objetivo de este estudio es realizar una revisión del tratamiento del cáncer de próstata en nuestro centro. Se describirá el procedimiento completo, involucrando la dosimetría clínica, y los procedimientos establecidos para la comprobación del tratamiento, entre ellos la dosimetría física y el sistema de cálculo paralelo I<sup>2</sup>MSure (Standard Imaging, Inc., Middleton) como parte de dichos procedimientos. Dicho sistema se basa en el modelo trifurcado publicado por Yang y cols. (Yang y cols. 2002) para la comprobación de tratamientos en cuanto al número de unidades monitor (UM) impartidas. Además, este software posee un módulo orientado a la verificación de tratamientos de radioterapia por intensidad modulada (IMRT), que será el que se analice en este estudio.

### Material y métodos

Hasta el momento de este estudio, se han tratado a 110 pacientes desde el 11/8/2007, momento de la puesta en marcha de la técnica, hasta el 4/5/2010. La verificación del tratamiento del paciente consiste en evaluar la dosis absoluta medida en isocentro y la distribución de dosis en uno o dos planos transversales. En primer lugar se importa el tratamiento planificado en el maniquí Scanditronix-Wellhöfer I<sup>2</sup>mRT (Iba Dosimetry, Schwarzenbruck, Alemania) y se extraen los datos de interés, dosis en isocentro y planos de dosis. Para la medida de la dosis en el isocentro se emplea un electrómetro PTW MP3 Tandem (PTW Freiburg, GmbH, Friburgo, Alemania) junto con la cámara PTW 31010 (N/S 1513) y su inserto correspondiente para el maniquí. Tras el precalentamiento del sistema ionométrico, se comprueba que el conjunto cámara-detector se comporta de forma repetible. Se irradia el tratamiento de forma completa sobre el maniquí con los mismos parámetros geométricos y dosimétricos que la irradiación en el paciente, anotando las dosis absorbidas campo a campo. Para la evaluación de la distribución de dosis del tratamiento, se retira la cámara de ionización. Entre los insertos del maniquí Wellhöfer I<sup>2</sup>mRT se situará una película fotográfica, que en nuestro centro corresponde a los “ready-packs” Kodak EDR2 que se empleará para evaluar la distribución de dosis de un plano transversal del tratamiento.

Todos los tratamientos realizados en nuestro centro se verifican con el sistema de cálculo paralelo I<sup>2</sup>MSure, ya sean tratamientos de RT3D o bien de IMRT. En el caso de los tratamientos de IMRT, además se ha estudiado la correlación entre la verificación que se realiza con cámara de ionización y el sistema de cálculo paralelo, con el objetivo de trazar ambos sistemas.

### Resultados y discusión

En cuanto a los resultados obtenidos relativos a la dosimetría clínica, todos los pacientes tratados en nuestro centro hasta la publicación de este estudio han cumplido las especificaciones y tolerancias del protocolo descrito.

Por otro lado, se ha estudiado la diferencia entre la dosis planificada y la dosis medida en el isocentro por fracción para cada paciente. Además, se ha realizado el mismo análisis independientemente para cada campo del tratamiento. Hemos escogido el isocentro como punto de medida ya que en este tipo de tratamientos dicho punto no suele presentar altos gradientes de dosis. Existe una tendencia a una disminución de la desviación de la dosis para cada campo y para la dosis medida en isocentro. Por otro lado, se observa que las medidas con cámara usualmente son menores que la dosis predicha en isocentro (desviación promedio -0.8%,  $\sigma=0.64$ ). Se ha comprobado que no se debe a un efecto de volumen de la cámara de ionización, pues se obtienen resultados similares medidos con una cámara de menor volumen PTW 31014 PinPoint.

El hecho de que el número de UM aumente implica, en general, que la ventana promedio de irradiación (“gap”) es menor y por tanto el valor del parámetro “leaf offset” tiene una mayor influencia en el cálculo de UM. Este parámetro tiene en cuenta el efecto del borde redondeado de las láminas. Para el acelerador y MLC que disponemos, según el fabricante y según publicaciones, dicho parámetro debería tener un valor de alrededor de 1 mm. Sin embargo, la experiencia nos ha mostrado que esa desviación es sistemática y que además no es debida a ningún efecto metrológicamente conocido (efecto gap pequeño, efecto volumen pequeño de cámara). Modificando la modelización hemos obtenido mejores resultados en la verificación dando un valor de 0,8 mm a dicho parámetro.

En cuanto a la distribución de dosis en un plano transversal del paciente, se analiza el porcentaje de puntos que cumplen el criterio 3% -3 mm para las isodosis mayores del 50% y del 70% de la dosis en isocentro (porcentaje promedio isodosis 50%=98.7,  $\sigma=1.4$ ; porcentaje promedio isodosis 70%=99.0,  $\sigma=1.3$ ).

En nuestro centro se ha trazado el sistema de cálculo paralelo a las medidas con cámara de ionización. Dicho sistema exhibe una gran exactitud y precisión de la dosis calculada frente a la dosis predicha por el sistema planificador (desviación promedio 0.5%,  $\sigma=0.34$ ). Además se hace patente que existe reproducibilidad de dicha desviación con el número de tratamientos, y solamente en dos casos se han observado una desviación mayor del 1%.

## **Conclusiones**

El procedimiento para el tratamiento del cáncer de próstata en nuestro centro, empleando IMRT dinámica, es un proceso robusto del cual cabe destacar que:

1. Se cumple el protocolo de tratamiento establecido en nuestro centro, para todos los pacientes, incluyendo dosis de prescripción en el PTV, dosis limitantes en los órganos de riesgo, y programa de garantía de calidad.
2. Existe una curva de aprendizaje, que incluye todos los aspectos del tratamiento, desde la dosimetría clínica, hasta el control de calidad de todo el proceso.
3. El software I<sup>3</sup>MSure cumple todos los requisitos necesarios como sistema de cálculo paralelo, y es una herramienta eficaz y funcional para la verificación de tratamientos.



## Control de calidad global en radiocirugía

---

BAÑOS CAPILLA, M.C.\* , GARCÍA MARTÍNEZ, M.A., BEA GILABERT, J., ROS GARCÍA, L., GIL DELTORO, P.

Hospital NISA Virgen del Consuelo – Servicio de Radioterapia.

\* Correspondencia – C-e: fisicos@hospitales.nisa.es

**Palabras clave:** radiocirugía, control de calidad.

### Introducción

El Control de Calidad dosimétrico y geométrico es fundamental para garantizar un buen tratamiento en Radiocirugía Esterotáctica. Además, el desarrollo de nuevas herramientas de diagnóstico CT, RM, fusión de ambas) y de tratamiento (micromultiláminas, etc.) permite aumentar la precisión de la misma, y al mismo tiempo exige un control de calidad exhaustivo. Actualmente, la manera más completa y rigurosa consiste en la utilización de maniqués de los cuales se realizan exploraciones de imagen multimodal, donde se planifican diferentes dosimetrías y que se irradian en la unidad de tratamiento con el conjunto de detectores pertinente.

**Material y métodos** Se dispone de un micromultiláminas Elekta – 3Dline M3 junto a un sistema de conos McGill soportados en un acelerador Elekta SL75/5; planificador ERGO++ v1.7.3; marco esterotático de Leksell; maniquí de PMMA *Standard Imaging* Lucy 3D con insertos de evaluación de calidad de imagen, para cámara PTW Pinpoint y para placa radiográfica EBT2; escáner EPSON 10000XL más software *FilmQA*; CT helicoidal multicorte GMS *Brightspeed*; RM GMS *Signa Excite* de 1.5 teslas.

### Resultados y discusión

El maniquí Lucy 3D es utilizado previamente para la verificación geométrica de la coincidencia del isocentro mecánico y el de radiación, así como de su estabilidad con los giros de gantry y mesa, en presencia bien de conos, bien del  $\mu\text{MLC}$ . A continuación se calibran los detectores, estudiando su repuesta específica en el maniquí, tanto la CI Pinpoint como las placas radiocrómicas, de manera simultánea para relacionar los mapas de fluencia con la dosis absoluta puntual medida en el isocentro.

Se procede a realizar un tratamiento *end-to-end* con el maniquí Lucy 3D . Se realizan exploraciones CT y RM y el registro de las mismas, utilizando las marcas fiduciales del marco de Leksell. Evaluamos la precisión del proceso mediante un inserto de patrón de líneas.

Con las imágenes del maniquí se realizan diferentes planificaciones de tratamientos, con los que se irradia el maniquí. Se miden tanto la dosis absoluta en el punto de pauta con cámara como los mapas de fluencia con película.

Finalmente, las placas se procesan con el software *FilmQA* comparándose con los planos de dosis correspondientes, obteniéndose índices  $\Gamma$  ( $\Delta d=2$  mm,  $\Delta D=2\%$ ) dentro de las recomendaciones usuales.

### Conclusiones

La realización de un tratamiento *end-to-end* es una herramienta poderosa para la puesta en marcha de un sistema de radiocirugía, tanto para su evaluación geométrica como para la aceptación disimétrica del planificador. Estos procedimientos se puede implementar tanto para control de calidad periódico de los equipos como para control de la dosimetría clínica individualizada para cada paciente en caso de tratamientos más complejos o delicados.

## Evaluación del límite inferior de precisión en un sistema de simulación virtual

---

BEA GILBERT, J. \*, BAÑOS CAPILLA, M.C., GARCÍA MARTÍNEZ, M.A., ROS GARCÍA, L., GIL DELTORO, P., LARREA RABASSA, L.M., LÓPEZ MUÑOZ, E.

Servicio de Radioterapia - Hospital NISA Virgen del Consuelo, Valencia.

\* Correspondencia – C-e: [fisicos@hospitales.nisa.es](mailto:fisicos@hospitales.nisa.es)

**Palabras clave:** radioterapia esterotáctica, márgenes, ITV, PTV, incertidumbre.

### Introducción

La evaluación de márgenes de tumores en Radioterapia está ligada a la calidad y precisión del tratamiento. La determinación de un PTV fiable viene determinada por múltiples componentes, como la determinación del GTV (ó CTV), sus movimientos fisiológicos y la reproducibilidad de colocación en las unidades de diagnóstico y tratamiento, entre otros. Así mismo, separar las diferentes variables es un proceso complejo, dependiente en gran medida de las unidades de diagnóstico, los sistemas de inmovilización y la localización del tumor. Nuestra intención es obtener un límite mínimo para la determinación de volúmenes de tratamiento en función de todos estos parámetros.

### Material y métodos

Se ha estudiado un total de 50 pacientes simulados en la guía esterotáctica de cuerpo entero Elekta *Body Frame*, realizándose 3 exploraciones en un CT GEMS Brightspeed helicoidal multicorte fusionadas mediante las marcas fiduciales en un RTPS Dosisoft Isogray v4.1. Se ha determinado los 3 GTVs así como su unión UNI e intersección INT; el primero es el volumen que engloba recolocación y movimientos internos, y el segundo nos da una medida de la reproducibilidad. Definimos el Radio Equivalente del tumor como  $Req = (3 \cdot V_{GTV} / 4\pi)^{1/3}$  suponiendo en primera aproximación que el volumen es esférico. Se aplica dicho formalismo también a los volúmenes UNI e INT, refinándolo mediante la definición de elipsoides, donde  $Req = (a \cdot b \cdot c)^{1/3}$ .

### Resultados y discusión

El Radio Equivalente de UNI e INT es proporcional al del radio equivalente medio de los tres tumores. Los resultados experimentales indican que  $R_{UNI} = a \cdot R_{GTV} + b$ . Interpretamos el valor de  $a$  dependiente de las formas de los volúmenes, y el valor  $b$  dependiente de la dispersión de sus isocentros. Se ha procedido a realizar simulaciones Monte Carlo de los volúmenes, considerando variaciones determinadas (a) de posición, (b) de volumen, (c) de forma, (d) combinadas. Así mismo, se obtiene perfecta concordancia entre los resultados experimentales y la simulación de nuestro dispositivo, ya que se ha introducido la dispersión gaussiana de posiciones, volúmenes y formas de los pacientes tratados.

### Conclusiones

Se puede obtener un límite inferior de precisión de todo el proceso de simulación virtual del paciente, especialmente crítico en el tratamiento de tumores pequeños extracraneales con radioterapia esterotáctica. La determinación del ITV es siempre necesaria, ya que a pesar de la buena recolocación de los sistemas *frameless* y las correcciones de posición en IGRT, siempre existen incertidumbres insoslayables, sobre todo en lesiones abdominales o pulmonares.

## Intercomparación entre el sistema de localización estereotáxica de Brainlab y el sistema de posicionamiento por láseres del TC

DEL MORAL, F.\* , PEREIRA, L., MEILÁN, E., VÁZQUEZ, J., MEDAL, D., SALGADO, M.

H. do Meixoeiro, Vigo.

\* Correspondencia – C-e: felixdelmoralvila@yahoo.es

**Palabras clave:** sistemas localización, estereotaxia, radiocirugía.

### Introducción

En radioterapia externa un procedimiento alternativo a la utilización de marcadores radioopacos es la aplicación de una marca al TC del paciente donde se cruzan los láseres de posicionamiento. En este contexto resulta de extrema importancia que no existan rotaciones o traslaciones entre el sistema coordinado determinado por los láseres y el sistema del anillo del TC.

Por otra parte, en función de las marcas fiduciales de su caja localizadora, el sistema estereotáxico de Brainlab es capaz de transformar las coordenadas de una imagen de TC arbitraria en aquéllas en las que la caja se posicionaría en el sistema del anillo del TC, con el origen definido en el centro de la caja.

Así, posicionando la caja localizadora mediante el sistema de láseres del TC de tal forma que las marcas de su centro coincidan con los láseres, el sistema de Brainlab debe determinar una rotación identidad y una traslación conocida. Las desviaciones de este comportamiento serán achacables a un defectuoso alineamiento de los láseres o a un incorrecto funcionamiento del sistema estereotáxico.

### Material y métodos

Se ha realizado un TC de la caja localizadora del sistema estereotáxico de Brainlab de tal forma que las marcas de su centro coinciden con el sistema de láseres. Se han determinado las coordenadas originales de 21 puntos repartidos arbitrariamente a lo largo del TC de la caja y las coordenadas transformadas en el sistema de Brainlab. Con estos datos se ha determinado la rotación y traslación que liga ambos sistemas descontando a la traslación las coordenadas del centro de la caja en el TC original.

### Resultados y discusión

Utilizando la nomenclatura representada en la figura, la transformación que hay que aplicar al sistema que tiene sus ejes siguiendo la dirección de los láseres y su origen en el punto de intersección para que coincida con el sistema de la caja localizadora consiste en una traslación de  $(0.80 \pm 0.53, 0.09 \pm 0.53, 1.09 \pm 0.52)$  mm, seguida de una rotación de  $\alpha = 0.093^\circ \pm 0.023^\circ$  alrededor del eje X, otra rotación de  $\beta = 0.291^\circ \pm 0.023^\circ$  alrededor del eje Y, y finalmente una rotación de  $\gamma = 0.469^\circ \pm 0.019^\circ$  alrededor del eje Z. En el cálculo de las incertidumbres se han considerado incertidumbres de 0.1 mm en las coordenadas de los puntos y 0.5 mm en la localización del centro con el sistema de láseres.

Suponiendo exento de errores al sistema estereotáxico de Brainlab y una perfecta colocación de la caja localizadora por parte del operador estas transformaciones representan la magnitud del incorrecto alineamiento de los láseres. Por el contrario, suponiendo exento de errores al sistema de láseres y una perfecta colocación estas transformaciones representan la magnitud de los errores introducidos por el sistema estereotáxico. En general, la situación más realista será aquella que considere todos los factores señalados como fuentes de error.



### Conclusiones

Las diferencias observadas entre el posicionamiento con láseres y la utilización de un sistema estereotáxico se encuentran dentro de las tolerancias admitidas. Se ha desarrollado por tanto un procedimiento de intercomparación entre ambos sistemas que puede ayudar al comisionado de los equipos.

## Variación de la captación y el periodo de eliminación entre fase diagnóstica y terapéutica en Graves-Basedow tratados con I-131

MARTÍNEZ GÓMEZ, L.C.\*, LLORENTE HERRERO, E., GILARRANZ MORENO, R., MANZANAS ARTIGAS, M.J., DE LA CASA DE JULIÁN, M.A.  
Hospital Universitario 12 de Octubre, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: [lmartinezg.hdoc@salud.madrid.org](mailto:lmartinezg.hdoc@salud.madrid.org)

**Palabras clave:** hipertiroidismo, Graves-Basedow, dosis, incertidumbre.

### Introducción

La dosis absorbida por el tiroides de pacientes con enfermedad de Graves-Basedow tras la administración de una actividad A de I-131 se puede calcular a partir de la masa captante del tiroides M, la captación máxima (respecto de la actividad administrada)  $C_M$  y el semiperiodo de eliminación  $T_{1/2}$ , mediante la expresión:  $D(\text{Gy})=6,33 \cdot A(\text{mCi}) \cdot C_M \cdot T_{1/2}(\text{h})/M(\text{g})$ . El control de dosis, esto es, la administración de la actividad correcta para que la dosis absorbida sea la deseada, sólo puede lograrse, por tanto, si se conocen previamente M,  $C_M$  y  $T_{1/2}$ . Tradicionalmente, estos parámetros son medidos en una primera fase, o fase diagnóstica, administrando al paciente una pequeña actividad de I-131. Esta forma de proceder asume que la captación y el semiperiodo en la fase terapéutica son los mismos que en la diagnóstica.

En este trabajo se comparan los parámetros de captación y semiperiodo de eliminación medidos en fase diagnóstica y en fase terapéutica para una muestra de pacientes.

### Material y métodos

La comparación se ha realizado para un total de 100 pacientes hipertiroideos con enfermedad de Graves-Basedow. El procedimiento seguido en nuestro centro para la obtención de  $C_M$  y  $T_{1/2}$  en cada fase es el siguiente: en fase diagnóstica se suministra a los pacientes una pequeña actividad de I-131 (en torno a los 200  $\mu\text{Ci}$ ). En fase terapéutica la actividad se particulariza para cada paciente (en torno a 7 mCi). El semiperiodo de eliminación en cada fase se obtiene ajustando exponencialmente respecto del tiempo la tasa de cuentas registrada en gammagrafías tiroideas AP sucesivas. A los primeros 53 pacientes se le realizaron dos gammagrafías por fase, una a las 24 horas de la administración y otra transcurridos 4 días desde la administración. Para los 38 pacientes restantes las gammagrafías se ampliaron a tres en cada fase: a las 24 horas, a los 4 días y a los 7 días desde la administración. Se han empleado dos gammacámaras, modelos Millenium MG (GE) y Millenium VG (GE), de uno y dos cabezales respectivamente, en ambos casos con colimador plano-paralelo de alta energía, tamaño de campo de 15x15  $\text{cm}^2$  y situando el tiroides a 20 cm del detector. En estas mismas condiciones se obtuvo la calibración de cada gammacámara para conocer la relación entre la tasa de cuentas en la imagen y la actividad de I-131 existente en el tiroides. La captación máxima de cada fase se toma como la correspondiente a las 24 horas.

### Resultados y discusión

La Tabla 1 recoge el valor promedio, la desviación típica y la incertidumbre del promedio ( $k=2$ ) de las distribuciones de  $C_M$  y  $T_{1/2}$  para los 100 pacientes. De acuerdo a los resultados se concluye que la captación máxima es, en promedio, un 8% ( $\pm 5\%$ ) mayor en fase terapéutica que en fase diagnóstica, mientras que el semiperiodo de eliminación es el mismo. Atribuimos estas diferencias de captación al efecto producido por la medicación, retirada tres días antes de la administración diagnóstica, de acuerdo al protocolo habitual seguido en nuestro centro.

	Diagnóstico		Terapia	
	$C_M$	$T_{1/2}$ (h)	$C_M$	$T_{1/2}$ (h)
$\langle x \rangle$	55%	144	63%	144
$\sigma_x$	19%	30	16%	27
$u_{\langle x \rangle}$	4%	6,1	3%	5,4

### Conclusiones

La asunción sobre la igualdad de captaciones máximas en fase diagnóstica y terapéutica puede no verificarse en las condiciones habituales de tratamiento de los pacientes. Un cambio en las propiedades de captación redundaría en una pérdida de control sobre la dosis absorbida.



## Consideraciones dosimétricas para tratamiento de lesiones espinales mediante radiocirugía de sesión única con IMRS

ZUCCA APARICIO, D.\* , PÉREZ MORENO, J.M., FERNÁNDEZ LETÓN, P., GARCÍA RUIZ-ZORRILLA, J., MIÑAMBRES MORO, A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Madrid Sanchinarro - Grupo Hospital de Madrid, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: daniel.zucca@gmail.com

**Palabras clave:** radiocirugía espinal, IMRS, control de calidad.

### Introducción

El tratamiento de lesiones espinales generalmente se realiza con radiocirugía estereotáxica de intensidad (IMRS) por lo que la disponibilidad de una solución de clase para la planificación rutinaria de este tipo de tratamientos debería ser útil.

### Material y métodos

El sistema de planificación BrainLAB iPlan RT Dose 4.1.2. (Feldkirschen, Germany) ha sido empleado para la implementación de una solución de clase para el tratamiento de metástasis espinal basado en 9 haces coplanares equiespaciados de IMRS (con secuenciación dinámica de láminas) y considerando parámetros de optimización de IMRT como 3 mm de dimensiones máximas de beamlet con matriz de cálculo adaptativa para objetos de reducidas dimensiones así como optimización del efecto tongue&groove en la generación de segmentos.

Para asegurar la caída de dosis fuera de PTV, se ha tenido en consideración la restricción de tejido normal (Normal Tissue Restriction) de modo que la dosis máxima entorno a 5 mm alrededor de PTV sea de 16 Gy (la prescripción de dosis a PTV es tal que 18 Gy cubra el 100% de volumen)

Se han seguido las recomendaciones del protocolo RTOG 0631 para la evaluación de las coberturas de dosis para PTV así como restricciones de HDV para órganos de riesgo involucrados.

Se han realizado verificaciones de IMRT mediante película radiocrómica para cada tratamiento completo efectuando un análisis gamma para las medidas de planos axiales de dosis reescalando la dosis de prescripción hasta encontrarnos dentro del rango óptimo de dosis de la curva de calibración.

Igualmente, se han realizado medidas mediante matriz bidimensional de cámaras de ionización calibradas (PTW 2D array seven29) situadas dentro de maniquí específico para verificaciones de IMRT (PTW Octavius) y comparado a partir de análisis gamma las distribuciones absolutas de dosis en planos coronales.

### Resultados y discusión

De noviembre 2008 a abril 2010 hemos tratado a 9 pacientes con metástasis vertebrales, de edad media de 56 años [46-72], todos los pacientes han recibido una sola fracción de 18 Gy a todo el cuerpo vertebral, transversal afectadas, así como las apófisis espinosas.

La localización de las metástasis vertebrales ha sido: 2 de columna cervical, 5 de columna dorsal, 2 de columna lumbar; ninguno de los pacientes ha tenido radioterapia previa en el sitio de tratamiento.

El volumen medio de PTV ha sido de 51 cm<sup>3</sup> [30-95]. La cobertura de dosis ha sido evaluada para asegurar que al menos el 90% del volumen de PTV fuera cubierto por 16 Gy y al menos el 95% de la dosis de prescripción cubriese el 95% de volumen de PTV.

Todos los casos analizados han cumplido la restricción de dosis más importante de 10 Gy en el 10% del volumen de la médula espinal parcial, definida como aquella porción de médula espinal delimitada entre 6 mm por encima y por debajo de PTV.

Mediante análisis gamma (3% de diferencia de dosis - 3 mm DTA) para Gafchromic EBT y Gafchromic EBT2 evaluado entorno a una amplia ROI centrada en una sección transversal de PTV presenta una concordancia superior a 97,4% [media 99.3%] para todas las comparaciones y para el análisis completo de la película sobre 92.1% [media 95.7%]

### Conclusiones

Una solución de clase ha sido propuesta para protocolizar la optimización de IMRT en la radiocirugía de metástasis vertebrales y así cumplir con las recomendaciones incluidas en RTOG 0631.

Así mismo, verificaciones de control de calidad en IMRT son especialmente necesarias debido a las altas dosis involucradas muy próximas a estructuras críticas o incluso incrustadas dentro de PTV.

## Radioterapia adaptativa: aplicación en cáncer de pulmón

SÁNCHEZ MAZÓN, J., RABA DÍEZ, J.I., VÁZQUEZ RODRÍGUEZ, J.A.\* , PACHECO BALDOR, M.T., MENDIGUREN SANTIAGO, M.A., MENÉNDEZ GARCÍA, J.C.

Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario Marqués de Valdecilla.

\* Correspondencia – C-e: javarsar@yahoo.es

**Palabras clave:** radioterapia adaptativa, replanificación, pulmón, NTCP, neumonitis.

### Introducción

Las replanificaciones son una forma de radioterapia adaptativa que puede ser usada para tener en cuenta cambios en el tamaño, la forma y la localización, tanto del tumor como de tejido sano. Son especialmente útiles en el caso de cáncer de pulmón que típicamente está asociado a grandes cambios anatómicos debido a la respuesta al tratamiento.

En el presente estudio se analiza la variación en el volumen tumoral y los efectos dosimétricos derivados de un nuevo TAC y una replanificación durante el transcurso del tratamiento en pacientes con cáncer de pulmón

### Material y métodos

Se revisaron retrospectivamente 23 pacientes con Ca. de pulmón, con dosis de prescripción entre 60 y 72 Gy, dependiendo de si son microcíticos o no microcíticos. Se realizó un segundo TAC entre la fracción 19 y 24, que fue recontorneado y replanificado y se completó el tratamiento con el nuevo plan. Se calculó la variación del volumen target y los OAR entre ambos TAC, así como el NTCP (Normal Tissue Complication Probability) para neumonitis en todo el volumen pulmonar y la dosis máxima en médula en dos casos: a) Si el paciente ha completado el tratamiento con la planificación inicial y b) Con un segundo TAC y una replanificación durante el tratamiento .

Los pacientes se trataron en aceleradores Elekta Precise con energías de 6 y 18 MV y se utilizó el sistema de planificación PCRT 3D v. 5.08 de Técnicas Radiofísicas. Se calcularon los datos del NTCP según el modelo LKB (Lyman–Kutcher–Burman), como una estimación de la probabilidad de neumonitis.

### Resultados y discusión

	Planificación inicial	Replanificación	Valor p
Volumen tumoral	455.8 cc	241.8 cc	p=0.001
Volumen pulmonar	3838 cc	3914 cc	p=0.2
V20 Gy (Vol. pulmonar)	23.6%	22.4%	p=0.005
V40 Gy (Vol. pulmonar)	16.9%	14.9%	p<0.0001
NTCP (neumonitis)	31.9%	23.5%	p<0.0001
Máx. dosis médula	43.1 Gy	39.4 Gy	P=0.0005

La tabla muestra las diferencias entre los valores medios de los volúmenes del target y de los pulmones contorneados entre el TAC de planificación inicial y el segundo TAC. Se reflejan además los cambios en la dosis máxima de la médula, el NTCP del volumen pulmonar, así como el V20 Gy y el V40 Gy.

Los resultados de la comparación muestran una disminución significativa del volumen tumoral, así como del V20 Gy y del V40 Gy. Se aprecia también una disminución en el NTCP y en la dosis máxima en la médula.

### Conclusiones

La repetición del TAC y replanificación durante el transcurso de un tratamiento de cáncer de pulmón es importante para asegurar dosis adecuadas a los volúmenes de tratamiento y dosis más seguras al tejido sano, permitiendo tener en cuenta efectos de atelectasia y de regresión del volumen tumoral. Los resultados muestran una reducción significativa del volumen del tumor a lo largo del tratamiento, que tiene efectos en la distribución de dosis.

## Utilización de campos con energías de 18 MV en tratamientos de IMRT (prostaticos, cabeza y cuello, mama, toracicos)

SÁNCHEZ-REYES, A. \*, LOSCOS, S., RODRIGUEZ GARCIA, A., VILA, A., PEDRO, A.

Hospital Plato, Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: asanchezreyes@hotmail.com

**Palabras clave:** IMRT, Slide Windows, 18 MV.

### Introducción

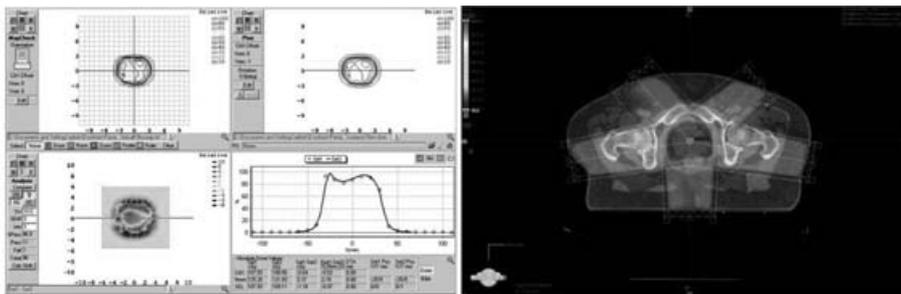
La energía de elección para los tratamientos de IMRT con la técnica de slide Windows es y ha sido clásicamente la de 6 MV por dos razones principales: la primera, la falta de confianza en los algoritmos de cálculo de 18 MV aplicados a dicha técnica, y la segunda y principal, el problema de la dosis de los neutrones generados durante la irradiación. En esta comunicación presentamos nuestros resultados al utilizar energía de 18 MV en alguno de los campos de IMRT tanto en próstata, como cabeza y cuello, mama o tórax, demostrando que el algoritmo de cálculo funciona correctamente tanto para dosis absoluta como relativa, y al haber determinado en trabajos anteriores el flujo de neutrones, conocer el posible riesgo del paciente debido a la ducha neutrónica del acelerador

### Material y métodos

La técnica de IMRT se realiza en nuestro Servicio utilizando un acelerador Varian 2100CD con un colimador multihojas 120 Millennium. El cálculo de la dosimetría se efectúa en un planificador ECLIPSE utilizando el módulo Helios y algoritmos pencilbeam de última generación. La comprobación individual de los campos de tratamiento se verifica mediante un sistema MAP-CHECK™ de Sun Nuclear consistente en una batería 2D de detectores semiconductores separados 0.5 cm. Las dosis absolutas se verifican en un maniquí de plástico mediante una cámara de ionización RK. Tanto el espectro como las dosis neutrónicas fueron determinados por la UAB mediante la técnica de esferas de Bonner.

### Resultados y discusión

No hemos encontrado diferencias significativas en los controles de calidad de los campos de tratamiento, ya sean de 18 MV como de 6 MV, obteniendo valores de  $\gamma$  (3%, 3 mm) siempre superiores al 90%. Así mismo, las dosis absolutas determinadas en los puntos de medida siempre han estado dentro de un 3% de variación. Respecto a los neutrones, hemos demostrado que su producción es independiente de la técnica utilizada, IMRT o 3DRT, dependiendo únicamente de las unidades de monitor, asumiendo el riesgo de dicha dosis neutrónica. Utilizando campos laterales de 18 MV conseguimos una distribución mucho más homogénea de la dosis, obviando las fuertes dosis de entrada de campos, como disminuyendo la dosis en recto y vejiga (próstata), consiguiendo dosis menores en médula (cabeza y cuello) o en general una mejor distribución global de la dosis en los volúmenes blancos (mama).



### Conclusiones

En nuestra opinión la utilización de campos de energías de 18 MV en tratamientos de IMRT es perfectamente asumible, permitiendo una mejor distribución de dosis en los órganos de riesgo y eliminando las fuertes dosis de entrada en los campos laterales o mejores distribuciones globales de dosis que si utilizáramos energías de 6 MV.

## Dosimetría in vivo mediante detectores de TLD en implantes de próstata con semillas de I-125: resultados preliminares

SÁNCHEZ-REYES, A. \*, PEDRO, A., BASSAS, P., DUCH, M.A., CROS, M., MAÑE, S.

CETIR. Unidad del Hospital Sagrat Cor, Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: asanchezreyes@hotmail.com

**Palabras clave:** braquiterapia, semillas, I-25, dosimetría in vivo, TLD.

### Introducción

La verificación de la dosis real en el volumen de la próstata de un implante permanente de fuentes radiactivas de I-125 y su comparación con los datos obtenidos mediante el sistema de planificación es un objetivo totalmente abierto en la actualidad. El único método de control de calidad que se realiza en el presente es la verificación de la actividad de las fuentes implantadas mediante un muestreo aleatorio de las semillas de I-125 antes de su implante quirúrgico, suponiéndose posteriormente, que el planificador calculará correctamente la distribución de dosis en los órganos de interés. En este trabajo presentamos los resultados preliminares de una nueva técnica de dosimetría in vivo que podría permitir conocer inmediatamente después del implante si la distribución de dosis determinada por el planificador es semejante a la dosis real medida mediante detectores de TLD

### Material y métodos

En la Unidad de CETIR del Hospital Sagrat Cor llevamos realizando implantes de próstata con semillas de I-125 desde hace más de 10 años. En los últimos 2 años la técnica utilizada es la del implante a tiempo real mediante el sistema seed-Selectron realizándose los cálculos dosimétricos con el programa SPOT Pro, todos ellos de la casa NUCLETRON. La dosimetría se realiza siempre a tiempo real, y por último, siempre se corrige dicha dosimetría en el caso de que las agujas vectoras no hubieran quedado exactamente en la misma posición teórica del planificador. Para la verificación in vivo de la dosis utilizamos detectores TLD-700R (rods de  $7\text{LiF:Mg,Ti}$  de 1 mm de diámetro y 6 mm de largo) de ThermoScientific, cuyo tamaño es comparable al de las semillas select Seed™ implantadas. Dichos detectores son introducidos manualmente en una aguja vectora a la cual se le ha obstruido el final de la misma, e implantados hasta el plano base del paciente una vez finalizado todo el acto quirúrgico durante unos 10 minutos. Finalmente dichos detectores son leídos al día siguiente en un lector Harshaw 5500 del INTE (UPC Barcelona).

### Resultados y discusión

Los resultados que a continuación presentamos son las dosis obtenidas de la medición de los detectores de TLD en dos agujas vectoras distintas de un mismo implante de I-125. Las unidades son arbitrarias ya que en el momento actual no hemos podido poner a punto una técnica fiable de calibración de dosis absoluta de los detectores de TLD para la energía de emisión de las semillas de I-125 (aproximadamente 30 KeV) y los datos han sido ajustados mediante una recta de regresión.

Aguja nº1:



Planificador	2.83	3.12	2.80	2.00	1.01	0.51	0.32	0.19
TLD	2.72	3.28	2.96	2.15	0.97	0.42	0.34	0.21

Aguja nº 2:

Planificador	2.61	2.99	2.86	1.24	0.45	0.31	0.19	0.10
TLD	2.54	3.05	2.94	1.36	0.64	0.34	0.228	0.132

### Conclusiones

Los resultados que se presentan son preliminares pero muy esperanzadores de que el método de medida sea útil en la determinación de la dosis del implante y sirva como control de calidad válido del mismo. Necesitamos realizar las medidas en más pacientes y sobre todo queda aún por determinar la forma adecuada de la calibración absoluta de los detectores para la energía del I-125.

## Analisis comparativo de dosimetrías 2D y 3D con braquiterapia de alta tasa de dosis del carcinoma de cervix no operado

GARCÍA CASTEJÓN, M.A.\* , PENEDO COBOS, J.M., RINCÓN PÉREZ, M., GÓMEZ-TEJEDOR ALONSO, S., LUNA TIRADO, J., PÉREZ CASAS, A.M.

Servicio de Oncología Radioterápica. Fundación Jiménez Díaz. Grupo Capio. Madrid.

\* Correspondencia – C-e: magarcia@fjd.es

**Palabras clave:** braquiterapia, HDR, planificación-2D, planificación-3D, evaluación, cervix no operado.

### Introducción

La incorporación de imágenes de TC a los sistemas de planificación en braquiterapia (SPB) de alta tasa de dosis (HDR), ha permitido evaluar la dosis en el CTV y órganos de riesgo (OR) con mayor precisión, así como analizar los histogramas dosis-volumen (HDV). Tradicionalmente la prescripción de la dosis se ha basado en la experiencia clínica obtenida de tratamientos calculados a través de algún método de reconstrucción con imágenes radiográficas. En éstos se valoraba la distribución de dosis en planos relacionados con la posición de las fuentes y la dosis en determinados puntos que se consideraban representativos, tanto de la dosis al implante como de la impartida a los OR (ICRU 38)

Recientemente se ha instalado en nuestro Servicio un SPB basado en imágenes de TC, y hemos observado que la dosis en los puntos H es menor que la obtenida por cálculos basados en radiografías. El presente estudio pretende analizar esta discrepancia en el paso del cálculo 2D al 3D en pacientes con carcinoma de cervix no operado.

### Material y métodos

Utilizamos un equipo microSelectron Digital mHDR-GENIE de Nucletron, un SPB Oncentra Masterplan versión 3.3 de Nucletron, un TC Brilliance Big Bore de Philips, un simulador de tratamientos Simulix MC de Oldelf, un escáner de placas Expression 10000 XL de Epson, los colpostatos y sonda intrauterina de Nucletron específicos para TC, una sonda vesical tipo Foley y una sonda rectal con marcas radiopacas.

La preparación del tratamiento se realiza en quirófano, bajo anestesia epidural. Se coloca sonda vesical tipo Foley, en el globo vesical se introduce una disolución de suero con contraste.

Con la paciente en posición ginecológica se selecciona la sonda intrauterina de curvatura más adecuada y los colpostatos de mayor diámetro, que se adaptan a la morfología del paciente. Se introduce la sonda rectal con los marcadores radiopacos y se mantiene durante todo el tratamiento.

Se realiza un estudio de TC de la pelvis menor, con espaciado y espesor de corte de 3 mm.

A continuación en el simulador de tratamiento, se realizan dos radiografías a distancia fuente-placa conocida, separadas por un ángulo de al menos 60°, habitualmente 45° y 315°. Se hace coincidir el isocentro con la cara posterior del globo vesical. Las imágenes del TC son enviadas al SPB MasterPlan donde se contornea CTV y los OR. A continuación se realiza una planificación de tratamiento (Apli-3D) en la que se analizan los HDV de CTV y OR, así como la dosis en los puntos H. Las recomendaciones que se siguen son las de ASTRO, ESTRO y SEOR.

En nuestro Servicio el protocolo de tratamiento de pacientes con carcinoma de cervix no operados consiste en una primera fase en la que se administran 45 Gy con radioterapia externa y una segunda fase con braquiterapia que consta de 5 aplicaciones de 5 Gy. Para obtener la dosis total en los OR utilizamos la conversión según el modelo lineal cuadrático, aplicando el cociente alfa/beta de 10 para el tumor y de 2,5-3 para los OR. Por tanto, en cada aplicación se cumplen las especificaciones si la dosis prescrita cubre al menos el 90% del CTV, la dosis en 2 cc de vejiga es menor del 100% y la dosis en 2 cc de recto y sigma es menor del 74%.

Posteriormente se realiza otra planificación con las radiografías adquiridas en el simulador de tratamiento (Apli-2D), utilizando la técnica de ángulo de reconstrucción variable. La evaluación de la cobertura del CTV se basa en la dosis de los puntos H. La dosis en recto se determina en las marcas radiopacas de la sonda rectal y la dosis en vejiga en dos puntos relativos al globo vesical: uno corresponde al centro y el otro a la pared posterior, que es la más próxima al implante. El criterio de aceptación de estas dosimetrías se ajusta a las recomendaciones de la ABS (American Brachytherapy Society).

En este trabajo se reprodujeron las posiciones y tiempos de permanencia obtenidos en el cálculo 2D sobre el estudio de TC (Apli-2D→3D), comparando la cobertura del CTV, la dosis en los OR y en los puntos H con los obtenidos en la Apli3D, los criterios de valoración fueron los mismos que para Apli3D. Por otro lado comparamos la Apli-2D con Apli-2D→3D, aquí se asimiló la dosis de volúmenes de 0,1cc con la dosis máxima de los OR según ICRU.

### Resultados y discusión

De la comparación de Apli-3D con Apli-2D→3D se observó que: La cobertura del CTV en Apli-3D mejora en torno a un 5%. La dosis en los puntos H en Apli-3D, puede ser hasta un 20% menor. Las dosis impartida a los OR en Apli-3D es mayor. De la comparación de Apli-2D con Apli-2D→3D se observó que: La dosis máxima estimada según ICRU, es menor que la dosis máxima en los OR.

## **Conclusiones**

Con los SPB basados en TC, se consigue una mejor optimización de la dosimetría del implante. Esto se debe al conocimiento preciso de la localización del CTV y OR y a la posibilidad de optimizar en función de los HDV. Por otro lado evaluar las dosis de tolerancia de los OR en volúmenes de 2 cc, que son los volúmenes que se consideran de relevancia clínica, aumenta la tolerancia en los OR, permitiendo por ello aumentar la cobertura del CTV. Consideramos que la dosis en los puntos H no es representativa de la calidad del implante. La dosis en los puntos ICRU de los OR subestima la dosis máxima recibida y no es representativa de su tolerancia clínica, establecida para volúmenes de 2 cc. En un futuro próximo se podrá sumar RT externa con braquiterapia, obteniendo un conocimiento completo de la dosis administrada a los pacientes. Nuestra experiencia nos hace recomendar el paso a SPB basados en TC.

## Tratamiento de lesiones pulmonares mediante radioterapia estereotáxica extracraneal guiada por imagen con tomoterapia

RODRÍGUEZ ROMERO, R.\*, SÁNCHEZ RUBIO, P.

Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: rrodriguezro.hpth@salud.madrid.org

**Palabras clave:** SBRT, control de movimiento respiratorio, márgenes de posicionamiento, tejido pulmonar, tomoterapia.

### Introducción

Las irradiaciones pulmonares conllevan imprecisiones debido al movimiento respiratorio y a la inhomogeneidad del tejido siendo especialmente relevantes para dosis altas por fracción en el tratamiento de lesiones pulmonares pequeñas donde la reducción de tejido sano incluido en el volumen blanco de tratamiento (PTV) resulta esencial. La solución integrada de Tomotherapy (acelerador helicoidal, sistema de imagen guiada, sistema de planificación) proporciona suficiente precisión en el cálculo dosimétrico y en la colocación del paciente, pero no permite controlar el movimiento respiratorio mediante gating o tracking, siendo la compresión diafragmática la única opción disponible para minimizar los márgenes debidos a movimientos internos. Este trabajo analiza los resultados de los primeros tratamientos estereotáxicos hipofraccionados de pulmón realizados con tomoterapia helicoidal en nuestro hospital.

### Material y métodos

Cinco pacientes con lesiones únicas de pulmón han sido irradiados utilizando un acelerador Tomotherapy Hi-Art II. Se adquirieron imágenes de TC en fase de inhalación y exhalación, para determinar la oscilación máxima del tumor con el movimiento respiratorio, así como otro estudio TC en respiración libre como mejor aproximación a la situación de irradiación real. En dos de los casos se utilizó el compresor diafragmático CIVCO Body Pro – Lock system, realizándose los tres estudios de imagen TC con y sin sistema de compresión para cuantificar el beneficio de su uso. El espesor de corte no superó 3 mm en ninguno de los casos.

Se definió el volumen tumoral (GTV) como suma de los GTV delimitados en cada fase respiratoria. Siguiendo las recomendaciones de los protocolos RTOG 0236 y 0618, los márgenes de expansión (5 mm en el plano axial y 10 mm en dirección longitudinal) fueron ligeramente modificados en las proximidades de órganos de riesgo tales como árbol bronquial o costilla, y se prescribieron dosis de 60 ó 54 Gy en 3 sesiones semanales.

Se realizaron verificaciones experimentales de los tratamientos irradiando cámara de ionización y película radiocrómica en maniqués homogéneo y heterogéneo. Para cada paciente, se aplicaron y registraron los desplazamientos obtenidos del control de imagen previo a cada sesión de irradiación.

### Resultados y discusión

En los casos en que se dispuso de compresor diafragmático, se observó una reducción de 2 cm<sup>3</sup> de GTV (entre 13% y 20% para lesiones pequeñas). Las mayores diferencias son debidas a desplazamientos en el eje longitudinal que suponen una disminución de 5 mm frente a valores inferiores a 3 mm en el plano axial. (Ver Tabla).

Caso	Fase del Ciclo Respiratorio	SIN COMPRESIÓN DIAFRAGMÁTICA						CON COMPRESIÓN DIAFRAGMÁTICA					
		Distancia entre GTV y GTV virtual (cm)			Volumen (cm <sup>3</sup> )			Distancia entre GTV y GTV virtual (cm)			Volumen (cm <sup>3</sup> )		
		Anterior (+) / Posterior (-)	Craneal (+) / Caudal (-)	Izquierda (+) / Derecha (-)	GTV	GTV virtual	PTV virtual	Anterior (+) / Posterior (-)	Craneal (+) / Caudal (-)	Izquierda (+) / Derecha (-)	GTV	GTV virtual	PTV virtual
1	inhalación	+0,0 / -0,0	+1,4 / -0,0	+0,0 / -0,0	8,8	19,3	54,1	+0,0 / -0,0	+1,0 / -0,0	+0,0 / -0,0	8,6	17,1	51,6
	exhalación	+0,0 / -0,0	+0,0 / -1,0	+0,0 / -0,3	9,6			+0,0 / -0,0	+0,0 / -1,0	+0,0 / -0,0	9,3		
	libre	+0,0 / -0,0	+0,3 / -0,0	+0,0 / -0,0	13,1			+0,0 / -0,2	+0,6 / -0,6	+0,4 / -0,0	7,2		
2	inhalación	+0,0 / -0,0	+2,2 / -0,0	+0,0 / -0,0	3,7	9,7	40,5	+0,0 / -0,0	+1,4 / -0,0	+0,0 / -0,0	2,8	8,1	32,4
	exhalación	+0,3 / -0,0	+0,0 / -1,8	+0,0 / -0,0	3,4			+0,3 / -0,0	+0,3 / -0,8	+0,0 / -0,7	3,9		
	libre	+0,0 / -0,5	+0,0 / -1,4	+0,0 / -0,0	3,5			+0,0 / -0,4	+0,0 / -0,9	+0,0 / -0,0	3,3		
3	inhalación	+0,0 / -0,6	+0,0 / -0,0	+0,0 / -0,0	26,3	35,7	86,5	-	-	-	-	-	-
	exhalación	+0,6 / -0,0	+0,0 / -0,5	+0,0 / -0,0	23,3			-	-	-	-		
	libre	+0,5 / -0,0	+0,0 / -0,0	+0,3 / -0,0	24,0			-	-	-	-		
4	inhalación	+0,0 / -0,0	+0,6 / -0,0	+0,0 / -0,0	3,4	6,4	27,7	-	-	-	-	-	-
	exhalación	+0,0 / -0,0	+1,5 / -0,0	+0,0 / -0,0	2,8			-	-	-	-		
	libre	+0,0 / -0,0	+1,4 / -0,0	+0,0 / -0,0	3,1			-	-	-	-		
5	inhalación	-	-	-	-	-	130,8	-	-	-	-	-	-
	exhalación	-	-	-	-			-	-	-	-		
	libre	-	-	-	54,9			-	-	-	-		

El GTV virtual se obtiene como unión de los GTV delimitados en las distintas fases del ciclo respiratorio disponibles.

El PTV virtual se ha obtenido como expansión geométrica de 0,5 cm en dirección axial y 1 cm en dirección longitudinal del GTV virtual.

Los tratamientos obtenidos presentan distribuciones dosimétricas homogéneas y acordes con las verificaciones experimentales (discrepancia de dosis medidas con cámara inferior a 3%; 95% de los puntos del plano de dosis analizado cumple el criterio gamma 3% 3 mm), así como tiempos de irradiación promedio por sesión de 21 minutos.

Los valores de desplazamientos de posicionamiento registrados muestran errores sistemáticos menores de 3 mm excepto en dirección vertical que supera 6 mm debido a la flecha de la mesa. Sin embargo, los errores aleatorios son en dirección longitudinal son de 3 mm frente a 2 mm obtenidos en dirección lateral y vertical.

### **Conclusiones**

Dado el número de casos disponibles, resulta prematuro cuantificar la magnitud de las ventajas de la compresión diafragmática. Independientemente de su uso, es recomendable la adquisición de imágenes TC en fase de inhalación y exhalación, además de en respiración libre, para determinar un volumen de tratamiento que incluya la posición del tumor en todo momento sin sobreestimar o subestimar los márgenes por movilidad interna.

Las distribuciones de dosis obtenidas, además de cumplir las recomendaciones descritas en los protocolos RTOG, concuerdan con los datos experimentales, presentan tiempos de irradiación razonables y el sistema de imagen guiada permite garantizar su posicionamiento con alta precisión.

## Irradiación de metástasis cerebrales múltiples con tomoterapia helicoidal

RODRÍGUEZ ROMERO, R.\* , SÁNCHEZ RUBIO, P.

Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: rrodriguezro.hpth@salud.madrid.org

**Palabras clave:** metástasis múltiples, tomoterapia, radiocirugía estereotáxica.

### Introducción

El equipo de tomoterapia helicoidal facilita, por cuestiones de diseño y funcionamiento, la localización e irradiación de volúmenes múltiples frente a tratamientos multi-isocéntricos en aceleradores específicos para radioterapia estereotáxica. Este estudio evalúa la viabilidad de tratamientos de pacientes con varias lesiones cerebrales analizando las distribuciones de dosis obtenidas, así como los resultados de las verificaciones dosimétricas y los desplazamientos registrados en el posicionamiento para cada sesión y paciente.

### Material y métodos

Cinco pacientes con múltiples metástasis cerebrales (entre 2 y 6 lesiones) han sido tratados con tomoterapia helicoidal. Se utilizaron máscaras termoplásticas de radiocirugía para la inmovilización de los pacientes. Se consideró como volumen de tratamiento para planificación (PTV) la expansión geométrica de 3 mm del volumen tumoral (GTV), excepto en un caso en que no se consideró margen.

Los tratamientos fueron planificados considerando que el 95% del PTV reciba el 95% de la dosis prescrita, siendo dicha dosis 20 – 25 Gy administrada en 5 fracciones diarias. Las distribuciones dosimétricas han sido caracterizadas siguiendo las recomendaciones ICRU83.

Siguiendo nuestros protocolos actuales de IMRT e IGRT, se verificó cada plan de tratamiento utilizando cámara de ionización y película radiocrómica, y se aplicaron y registraron los desplazamientos obtenidos de los estudios de imagen (MVCT) adquirido previo a cada sesión de tratamiento.

### Resultados y discusión

Se han obtenido tratamientos de tiempo de irradiación comprendidos entre 6.4 y 10.2 minutos. En la siguiente tabla se muestran datos de las distribuciones dosimétricas (el caso 5 no llegó a tratarse por fallecimiento del paciente previo al tratamiento).

Las verificaciones dosimétricas realizadas concuerdan con las distribuciones dosimétricas calculadas por el sistema de planificación: discrepancias en medidas ionométricas menores de 3% y más del 95% de los puntos cumplen el criterio gamma 3% 3 mm para el análisis de películas radiocrómicas.

Los datos de IGRT registrados muestran errores sistemáticos menores de 3 mm en dirección longitudinal (debido a la resolución espacial del estudio de imagen) e inferiores a 5 mm en vertical debido a la flecha de la mesa. Puesto que en cada sesión se adquiere imagen y se corrigen los desplazamientos obtenidos, consideraremos sólo los errores aleatorios: inferiores a 1 mm en traslaciones, menores de 0.8 grados en rotaciones.

		Caso 1 (25 Gy 5 lesiones)	Caso 2 (25 Gy 3 lesiones)	Caso 3 (25 Gy 6 lesiones)	Caso 4 (25 Gy 5 lesiones)	Caso 5 (25 Gy 6 lesiones)	Caso 6 (20 Gy 2 lesiones)
PTV	D <sub>95%</sub> σ (Gy)	25,0 ; 0,8	25,8 ; 0,3	25,3 ; 0,2	25,0 ; 0,3	25,0 ; 0,1	20,0 ; 0,1
	D <sub>98%</sub> -D <sub>2%</sub> (Gy)	22,3 - 25,3	24,9 - 26,2	24,3 - 26,0	24,2 - 25,3	24,6 - 25,2	19,6 - 20,2
	V (cm <sup>3</sup> )	28,7	9,5	49,4	34,0	36,8	8,8
Quiasma	D <sub>media</sub> σ (Gy)	8,4 ; 1,1	3,8 ; 0,6	5,3 ; 1,1	5,2 ; 0,8	2,0 ; 0,2	1,5 ; 0,1
	D <sub>2%</sub> (Gy)	10,8	4,7	7,2	7,0	2,5	1,8
	V (cm <sup>3</sup> )	1,1	0,4	0,5	0,6	0,8	0,8
Nervio óptico derecho	D <sub>media</sub> σ (Gy)	4,0 ; 0,9	0,8 ; 0,3	3,3 ; 0,9	4,0 ; 0,9	2,4 ; 0,3	1,0 ; 0,2
	D <sub>2%</sub> (Gy)	6,4	2,0	4,1	5,5	3,0	1,3
	V (cm <sup>3</sup> )	0,8	0,8	0,8	0,7	0,4	0,7
Nervio óptico izquierdo	D <sub>media</sub> σ (Gy)	8,5 ; 2,0	0,9 ; 0,4	2,1 ; 0,6	2,6 ; 0,7	1,2 ; 0,1	0,7 ; 0,1
	D <sub>2%</sub> (Gy)	13,0	1,8	3,5	4,1	1,3	1,1
	V (cm <sup>3</sup> )	0,9	0,6	0,8	0,7	0,4	0,7
Tronco	D <sub>media</sub> σ (Gy)	7,3 ; 1,3	9,7 ; 4,6	5,7 ; 2,6	7,0 ; 5,0	3,9 ; 0,5	3,0 ; 0,7
	D <sub>2%</sub> (Gy)	10,6	22,4	9,3	17,9	5,0	4,3
	V (cm <sup>3</sup> )	27,0	24,2	23,7	24,0	27,5	23,0
Ojo derecho	D <sub>media</sub> σ (Gy)	2,8 ; 0,3	1,0 ; 0,7	1,5 ; 0,2	2,2 ; 0,4	1,9 ; 0,3	0,6 ; 0,3
	D <sub>2%</sub> (Gy)	3,5	2,7	2,1	3,2	2,5	1,4
	V (cm <sup>3</sup> )	13,1	9,6	9,2	7,9	8,7	11,0
Ojo izquierdo	D <sub>media</sub> σ (Gy)	3,2 ; 0,6	1,3 ; 0,8	1,4 ; 0,2	1,7 ; 0,4	1,0 ; 0,1	0,7 ; 0,3
	D <sub>2%</sub> (Gy)	4,7	2,9	1,7	2,6	1,2	1,3
	V (cm <sup>3</sup> )	15,6	10,2	9,7	7,6	8,3	11,0

Seguindo las recomendaciones ICRU 83, se registran los valores de dosis recibido por el 50%, 98% y 2% del volumen de tratamiento, la desviación estándar σ de la dosis del PTV (como indicador de homogeneidad de la distribución dosimétrica), la dosis media y la dosis recibida por el 2% del volumen de los órganos de riesgo, así como el volumen de las estructuras.

### Conclusiones

Puesto que la localización e irradiación de múltiples lesiones puede ser realizada de forma simultánea con tomoterapia helicoidal, el tiempo del paciente en máquina se reduce significativamente (30 minutos por lesión/isocentro en aceleradores convencionales frente a 30 minutos total). Además de esta clara ventaja, la tomoterapia helicoidal proporciona distribuciones de dosis con buena protección de los órganos de riesgo sin comprometer la homogeneidad de los volúmenes de tratamiento que son factibles dada la precisión dosimétrica y de posicionamiento.

## Influencia de la dosis y del tiempo en el cc de tratamientos de próstata: primeros resultados en la unidad Tomotherapy Hi-Art

GARCÍA REPISO, S.\* , HERNÁNDEZ RODRÍGUEZ, J., MARTÍN RINCÓN, C., RAMOS PACHO, J.A., VERDE VELASCO, J.M., MONTES FUENTES, C., DE SENA ESPINEL, E., GÓMEZ LLORENTE, P.L., FERNÁNDEZ BORDES, M.

Hospital Universitario de Salamanca. Servicio de Radiofísica y P.R.

\* Correspondencia – C-e: radioproteccion.husa@saludcastillayleon.es

**Palabras clave:** tomoterapia, control de calidad, DQA, dosis por fracción, próstata.

### Introducción

La unidad de radiación *Tomotherapy Hi-Art* permite la realización de tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) mediante un sistema basado en un acelerador lineal instalado en un gantry rotatorio combinado con el movimiento continuo de la mesa de tratamiento durante la irradiación. Además incorpora un colimador multiláminas (MLC) binario cuyo movimiento está propulsado por un sistema neumático.

Previo a cada tratamiento de IMRT se realiza un control de calidad personalizado para cada paciente. Para ello se crea un procedimiento, denominado DQA (*Delivery Quality Assurance*), consistente en la traslación del plan del paciente a un maniquí de control de calidad (en nuestro caso el *Cheese Phantom* proporcionado por el fabricante). Durante su irradiación se realizan medidas de dosis con cámara de ionización así como de distribuciones de dosis bidimensionales con película radiocrómica, para compararlas con las proporcionadas por el sistema de planificación.

El objetivo de este trabajo es comprobar la influencia de la dosis por fracción y del tiempo de duración de la sesión de tratamiento en la diferencia encontrada entre los valores de dosis medidos y los calculados por el planificador.

### Material y métodos

Se analizan las dosis medidas con cámara de ionización para las DQA de 33 pacientes con carcinoma de próstata.

A diferencia de un acelerador lineal convencional, la unidad *Tomotherapy Hi-Art* carece de un bucle de retroalimentación desde la salida del acelerador que garantice que la tasa se mantiene constante durante la irradiación, por lo que podría existir una deriva temporal de su valor a lo largo del tratamiento. Para comprobar si existe dicha deriva, se diseña un procedimiento rotacional (gantry rotando y mesa estática) de larga duración, con un tamaño de campo de 5 cm x 40 cm con todas las láminas abiertas, y se mide la carga acumulada a intervalos de tiempo regulares, con una cámara insertada en el maniquí *Cheese Phantom* y colocada próxima al isocentro de la unidad. Se estudia la influencia del tiempo de duración de la DQA para una dosis por fracción fija. Para ello se agrupan los pacientes en función de su dosis por fracción y se obtienen las diferencias en los valores de dosis medidos con respecto a los proporcionados por el planificador.

Por otra parte, se analiza la influencia de la dosis por fracción manteniendo el tiempo de duración de la irradiación constante. El sistema de planificación permite la generación de procedimientos de DQA para el mismo paciente, cuya dosis sea una fracción de la dosis nominal prescrita. La duración de estos procedimientos es la misma, por lo que la unidad consigue dicha variación modificando el patrón de movimiento de las láminas del MLC. Se generaron y midieron DQA de diferente dosis nominal para algunos pacientes, y se determinó la diferencia con el cálculo del planificador para cada una de ellas. En todas las DQA analizadas se discrimina la influencia del output diario de la máquina mediante una corrección.

### Resultados y discusión

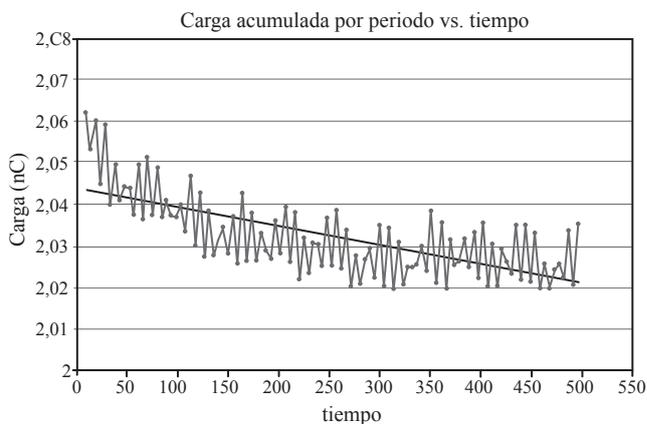
La gráfica adjunta muestra las medidas realizadas para valorar la existencia de una deriva en la tasa de dosis en función del tiempo. Se observa que una vez transcurridos 50 s el valor de la tasa oscila en torno a un valor que decrece con el tiempo menos de un 2% hasta los 500 s.

Los procedimientos analizados correspondientes a los pacientes cuya dosis por fracción es de 2 Gy tienen duraciones comprendidas entre 208,2 s y 476,5 s. En el caso de una dosis por fracción de 2,8 Gy el intervalo va desde 244,6 s y 463,3 s. En este intervalo de tiempo la disminución de la tasa de dosis no es significativa. Por lo tanto no se puede relacionar las diferencias entre los resultados de las DQA y la duración del tratamiento.

A su vez, se realizan procedimientos de DQA de dosis inferiores a la dosis de prescripción (por ejemplo de 1 Gy, 1.2 Gy, 1.5 Gy y 1.8 Gy para una dosis nominal de 2 Gy). No se detectó una correlación entre el valor de la dosis de la DQA y la diferencia con el cálculo del planificador.

### Conclusiones

Para una dosis por fracción determinada, no se ha observado una influencia de la duración del tratamiento en la diferencia entre la dosis medida y la calculada por el sistema de planificación en procedimientos de DQA, así como tampoco se observa influencia en la dosis por fracción para un tiempo de tratamiento determinado.





## Comparación de tratamientos de “steep and shoot” generados por diferentes sistemas de planificación inversa

PÉREZ MORENO, J.M.\* , ZUCCA APARICIO, D., FERNÁNDEZ LETÓN, P., GARCÍA RUIZ-ZORRILLA, J., MIÑAMBRES MORO, A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Madrid Sanchinarro - Grupo Hospital de Madrid, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: jmperez@hospitaldemadrid.com

**Palabras clave:** IMRT, step and shoot, MLC, segmentación.

### Introducción

La problemática de las tratamientos de IMRT con la técnica “Step and Shoot” o estática es el número de segmentos y de unidades de monitor empleados en el tratamiento. Estos parámetros dependen en gran medida del sistema de planificación inversa con el que se determina el tratamiento.

Se evalúan tres sistemas de planificación comerciales, realizando con cada uno una dosimetría clínica para la misma serie de pacientes. Se comparan resultados dosimétricos, UM calculadas y número de segmentos.

### Material y métodos

Se han empleado dos aceleradores Siemens Oncor Expression con colimador de 160 láminas de 0,5 cm de anchura en el isocentro. Estos aceleradores se han modelado en tres sistemas de planificación diferentes: CMS XiO 4.50, Brainlab iPlan RTDose 4.1.2 y Prowess Panther 5.01.

CMS XiO trabaja optimizando los mapas de fluencias de los campos de tratamiento, con el objetivo de cumplir los criterios dosimétricos impuestos por el usuario. Posteriormente, genera una secuencia de segmentos para intentar conseguir dichas fluencias optimizadas y realiza un cálculo final con la segmentación realizada. Este proceso implica una degradación del plan segmentado respecto al optimizado.

iPlan RTDose trabaja de una forma similar, pero realiza cuatro optimizaciones con diferentes pesos para las restricciones aplicadas a los OARs. El usuario puede escoger el número de segmentos deseados y la optimización que mejor se ajuste al plan buscado. En este proceso se optimizan fluencias, pero considerando las posiciones en las que quedarán las láminas al segmentar. De esta manera la degradación debida a la segmentación es menor. El usuario puede especificar el número de segmentos deseados para cada campo de tratamiento.

Por último, Prowess Panther se basa en optimización directa de aperturas (DAO). El usuario especifica cuántos segmentos desea y el planificador optimiza posiciones de láminas para conseguir los objetivos dosimétricos deseados.

Para la comparación se han planificado en cada sistema de planificación cuatro casos de cabeza y cuello, uno de recto, uno de próstata con vesículas seminales y uno de lecho de prostatectomía con cadenas ganglionares. Además de evaluar los resultados dosimétricos, se han analizado el número de segmentos y el número de unidades de monitor del tratamiento, pues se tratan de parámetros importantes desde el punto de vista de la radiación de fuga y de la duración del tratamiento. Todas las optimizaciones se han realizado de acuerdo a las recomendaciones de los diferentes fabricantes.

### Resultados y discusión

En la tabla se resumen los valores obtenidos en los histogramas dosis volumen de la evaluación de volúmenes blanco y OARs para ORL. También se recogen los datos relativos al tratamiento. Los valores de dosis media se dan en cGy.

### Conclusiones

El sistema de planificación Prowess Panther basado en DAO permite conseguir distribuciones de dosis ligeramente de mejor calidad que los otros planificadores evaluados. Además apenas existe degradación en el cálculo final de la dosis, debido a que directamente optimiza posiciones del MLC. Por otro lado, el número de UM totales de tratamiento es menos de la mitad y el número de segmentos significativamente menor, con los consiguientes beneficios en cuanto a reducción de radiación de fuga y tiempos de tratamiento. El tiempo dedicado a la planificación es menor, la optimización es interactiva y se pueden editar los segmentos por parte del usuario.

Por último, comentar la existencia de dos casos no registrados en los que con CMS XiO no se llegó a un resultado clínicamente aceptable, debido a la gran degradación de la distribución de dosis tras la segmentación. Esto supone un problema importante sin una solución clara y efectiva en un número de casos no despreciable para usuarios de CMS XiO.

	PROWESS		XiO		iPlan	
	valor	desvest	valor	desvest	valor	desvest
V95 PTV1	98.5%	0.5%	95.6%	1.1%	97.4%	1.7%
V95 PTV2	97.6%	1.9%	95.1%	2.5%	97.7%	0.2%
V107	5.2%	4.3%	7.7%	7.8%	6.7%	5.4%
V110	0.4%	0.5%	2.5%	2.9%	0.4%	0.4%
V30 par dcha	32.1%	18.2%	46.4%	36.2%	36.2%	16.3%
V30 par izda	28.5%	16.8%	30.2%	14.8%	30.9%	6.2%
media par dcha	2610.0	577.0	2946.0	1173.5	2746	706
media par izda	2517.8	416.3	2599.0	479.3	2577	156
max medula	3161.0	152.4	3333.0	336.0	3328.5	386
n campos	8.5	0.5	5.5	1	7	0
segmentos	36	6	116	16	78.5	12
UM	426	30	1157	357	830	106

## **Estimación dosis en piel mediante película radiocrómica**

---

CALVO ORTEGA, J.F.\* , PUERTAS CALVO, E., SAN JOSÉ MADERUELO, S., MORAGUES FEMENIA, S., CASALS FARRAN, J.

Hospital Quirón, Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: jfcdrr@yahoo.es

**Palabras clave:** piel, radiocrómica, película, dosis, densitómetro.

### **Introducción**

Análisis de la viabilidad del uso de película radiocrómica para estimación de dosis en piel durante tratamientos estereotáxicos de pulmón.

### **Material y métodos**

La dosis en piel recibida por el paciente es uno de los puntos a vigilar durante la planificación de tratamientos estereotáxicos de pulmón en los que se aplican dosis ablativas en cada sesión. La modalidad de radiación para este tipo de tratamientos consiste en fotones de 6MV. Para estimar dosis en piel usamos el conjunto constituido por película radiocrómica del tipo EBT2 (ISP) y un densitómetro puntual (Pehamed Densonorm 21E) con resolución 0.01. En la práctica clínica se usan trozos de película de 2x2 cm (“dosímetros”), de modo que un conjunto de tres trozos se coloca centrada y simultáneamente en la entrada de cada haz del plan estereotáxico a irradiar sobre el paciente. Transcurridas al menos 3 horas después de la irradiación, se procede a la lectura de la densidad óptica en el centro de cada trozo de película y conversión de la misma a dosis absoluta aplicando una curva de calibración densidad óptica-dosis. La calibración densidad óptica-dosis se realiza en el rango de 0 a 20 Gy siguiendo un polinomio de orden cuatro. En cada sesión de lecturas, el densitómetro se calibra en densidad óptica siguiendo el procedimiento descrito por el fabricante y usando un patrón de densidad óptica.

Para estudiar la reproducibilidad y exactitud de la dosis derivada a partir de este método, se colocan trozos de película en un maniquí acrílico, para ser irradiados a tres niveles de dosis conocidas (35, 50, 100 y 150 cGy), durante ocho sesiones distintas y recopilándose 96 lecturas para cada valor de dosis.

La exactitud en la dosis deducida a partir del método descrito se valora comparando su valor con el de dosis administrada a cada dosímetro.

### **Resultados y discusión**

A partir del análisis de las lecturas realizadas, se registran fluctuaciones (precisión) del 25% (al nivel de 35 cGy) y 8% (resto de niveles de dosis) en el valor de dosis derivado a partir de la densidad óptica de un dosímetro. La exactitud ( $k=2$ ) de método descrito se estima en un 36% hasta 50 cGy y en 13% para dosis superiores.

### **Conclusiones**

El procedimiento descrito es aplicable para la estimación de dosis en piel en tratamientos estereotáxicos de pulmón realizados en nuestro centro, en los que se prescribe una dosis ablativa por sesión (p.e. regímenes de 20 ó 18 Gy en 3 fracciones) y donde la dosis esperada en piel en los puntos de entrada de los haces es superior a 50 cGy. La exactitud del método descrito en este estudio para la determinación de la dosis, es del orden de la citada en la bibliografía para el uso de dosímetros termoluminiscentes y dosis terapéuticas.



## Estudio dosimétrico de la unión de campos modulados

CALVO ORTEGA, J.F.\* , PUERTAS CALVO, E., SAN JOSÉ MADERUELO, S., MORAGUES FEMENIA, S., POZO MASSÓ, M., CASALS FARRAN, J.

Hospital Quirón, Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: jfcdrr@yahoo.es

**Palabras clave:** IMRT, split, fluencia, unión de campos, gamma.

### Introducción

Evaluar la exactitud dosimétrica de un acelerador lineal cuando se irradian “campos grandes” de IMRT. Por “campo grande” se entiende aquel con una dimensión superior a 14.0 cm en el sentido del movimiento de las láminas del colimador dinámico.

### Material y métodos

Los tratamientos con técnica IMRT (*sliding window*) se planifican en nuestro departamento con el sistema de cálculo Eclipse v. 10.0 (Varian), usando los datos de un acelerador lineal Varian Clinac 2100 equipado con un colimador multi-láminas Millennium 120. Como limitación mecánica del colimador, sólo se pueden administrar campos dinámicos con una extensión máxima de 14.0 cm en la dirección del movimiento de las láminas. Sin embargo, el sistema de cálculo Eclipse sí permite calcular un campo con una fluencia de extensión mayor que 14.0 cm (“campo grande”). Para hacer posible la administración en este caso, Eclipse divide (“split”) el “campo grande” en dos ó más sub-campos con extensión < 14.0 cm, **tal que la fluencia resultante de dichos sub-campos sea igual a la fluencia del campo originalmente planificado, generándose una superposición (“overlap”) de las fluencias de los sub-campos generados.** En el caso de grandes volúmenes blanco (> 14 cm), este proceso de “split” sucede sistemáticamente en cada uno de los campos del plan de tratamiento.

Para evaluar la exactitud dosimétrica del acelerador lineal cuando realiza la irradiación de un “split” de campos planificado, se seleccionan siete tratamientos de cabeza y cuello. La técnica usada en nuestro departamento consiste en siete campos equi-espaciados, donde cada campo irradia todo el volumen blanco. Para cada haz, Eclipse genera dos sub-campos cuyas respectivas fluencias son medidas y evaluadas usando la herramienta dosimétrica Portal Dosimetry (Varian), constituida por el sistema de imagen portal del acelerador (EPID, aSi 500), algoritmo de predicción de fluencia a nivel del EPID (PDIP v.10.0) y un software de análisis de imágenes Portal Dosimetry v 10.0. Las dos fluencias experimentales son adicionadas y la fluencia resultante (“combinada”) es comparada, mediante el método gamma, con la superposición de las fluencias calculadas para cada sub-campo. De este modo es posible tener en cuenta la zona de unión de los dos sub-campos durante la evaluación dosimétrica gamma. En este trabajo se analizaron 49 uniones de campos modulados (98 sub-campos) aplicando un criterio gamma 3% / 3 mm.

### Resultados y discusión

Los evaluaciones gamma de las 49 fluencias combinadas registraron unos valores de 98.8, 2.5 y 0.3 para los parámetros “porcentaje de píxeles con gamma < 1”, “gamma máximo” y “gamma promedio”. Respectivamente. Estos resultados muestran que la irradiación de los sub-campos generados a partir de un “campo grande” es realizada correctamente por la unidad de tratamiento.

### Conclusiones

El sistema dosimétrico Portal Dosimetry permite una evaluación rápida y cómoda de la superposición de fluencias moduladas. El acelerador lineal evaluado realiza una correcta irradiación de campos grandes de IMRT con discrepancias dentro de 3% / 3 mm respecto de lo planificado en el sistema Eclipse.

## Estimación de dosis en el volumen blanco durante el curso de radioterapia estereotáxica de pulmón

---

CALVO ORTEGA, J.F.\* , PUERTAS CALVO, E., SAN JOSÉ MADERUELO, S., MORAGUES FEMENIA, S., CASALS FARRAN, J.

Hospital Quirón, Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: jfcdtr@yahoo.es

**Palabras clave:** estereotaxia, CBCT, dosis, radioterapia adaptativa, pulmón.

### Introducción

Describir el método implementado en nuestro departamento para estudiar la cobertura dosimétrica alcanzada en el volumen blanco en cada sesión de radioterapia en tratamientos estereotáxicos de pulmón.

### Material y métodos

La planificación de tratamientos estereotáxicos de pulmón en nuestro departamento está basada en el concepto de *Internal Target Volume* (ITV, ICRU 62). Los pacientes se inmovilizan mediante colchón de vacío y no se utilizan marcadores fiduciaros internos y no se aplica radioterapia sincronizada con la respiración durante la administración del tratamiento. El ITV se obtiene a partir de cinco estudios de imagen CT adquiridos en distintas fases respiratorias en un escáner CT convencional (Siemens Somatom Sensation), un estudio PET-CT (Siemens Biograph) y un CT lento (CBCT) adquirido con el sistema *On Board Imaging* (OBI). Los distintos conjuntos de imágenes son co-registradas (6D) entre ellas usando el sistema iPlan 3.0 (BrainLAB) para generar la estructura ITV sobre el CT seleccionado para planificación (pCT).

El cálculo de la dosis se realiza con el sistema Eclipse (v 8.0) y algoritmo AAA para haces de fotones de 6 MV. Los tratamientos se administran con un acelerador Varian 2100 CD equipado con el sistema de imagen OBI que permite la adquisición de imagen tomográfica con técnica de haz cónico (CBCT). El posicionamiento del paciente en cada sesión se realiza mediante registro manual 3D del volumen ITV del pCT y la lesión visualizada en el CBCT adquirido durante la sesión. El registro se realiza usando la aplicación “OBI-3D/3D match”, que permite una fusión 4D. Para valorar el impacto dosimétrico en el volumen blanco ITV tras esta estrategia de posicionamiento del paciente durante la sesión de tratamiento, se realiza el siguiente procedimiento de manera diferida:

1. localización en Eclipse del isocentro de tratamiento sobre el CBCT;
2. fusión en iPlan del CBCT y el pCT
3. mapeo del isocentro de tratamiento desde el CBCT al pCT, usando el software iPlan;
4. recálculo (“reconstrucción de la dosis”) en Eclipse de plan original (“plan ideal”) usando el isocentro de tratamiento para generar el “plan irradiado”;
5. comparación de los histogramas dosis-volumen del ITV en ambos planes, para valorar la cobertura dosimétrica del ITV durante cada sesión. Se analizan tres tratamientos estereotáxicos de pulmón (11 sesiones totales) realizados en nuestro centro para ilustrar este procedimiento.

### Resultados y discusión

Tras analizar las distintas sesiones de los tres casos, se apreció una reducción media de 4% en la dosis marginal originalmente planificada para el ITV. Se registraron diferencias dentro de +/-3% en las dosis media y máxima del ITV entre los planes originales y los irradiados.

### Conclusiones

El sistema OBI permite estudiar la cobertura dosimétrica del volumen blanco durante cada sesión de tratamiento, a lo largo de un curso de radioterapia estereotáxica pulmonar. Mediante el procedimiento de reconstrucción de dosis descrito, es factible detectar posibles sub-dosificaciones en el volumen blanco, debidos a errores en el posicionamiento de paciente, así como la posibilidad de adoptar estrategias de corrección de los mismos (radioterapia adaptativa).



## Estudio de volúmenes pre y post-implante en braquiterapia de próstata para establecimiento de márgenes del PTV

JIMÉNEZ DOMÍNGUEZ, M.\* , CARRASCO HERRERA, M., BAEZA TRUJILLO, M., HERRADOR CÓRDOBA, M.

Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: mjcinnamon@gmail.com

**Palabras clave:** braquiterapia, próstata, localización, semillas, volúmenes.

### Introducción

El tratamiento del cáncer de próstata mediante el implante permanente de semillas radiactivas resulta hoy en día una buena alternativa a la cirugía radical o a la radioterapia externa, ya que proporciona un buen control tumoral a la vez que se ve reducido el riesgo de complicaciones por la menor irradiación de órganos sanos adyacentes.

La gran variación de volumen que durante un implante de semillas tiene lugar en la próstata del paciente, hace que sea importante considerar unos márgenes alrededor de los órganos de interés que aseguren tanto un óptimo cubrimiento tumoral como una mínima irradiación de tejido sano.

Analizar cómo varía el volumen durante y después del implante y establecer un margen alrededor de la próstata para la práctica de nuestro hospital serán los dos objetivos de este trabajo.

### Material y métodos

Se ha analizado una muestra de 43 pacientes intervenidos en nuestro centro mediante braquiterapia intra-operatoria en tiempo real con semillas de I-125 (modelo Amersham Health 6711) durante un intervalo de siete meses.

Para realizar el estudio de la variación de volúmenes, se tomaron imágenes de la próstata en tres etapas:

- a) al inicio del proceso intraoperatorio el mismo día de la intervención,
- b) al finalizar la misma
- c) y un mes después.

En los dos primeros casos las imágenes fueron adquiridas en modo Transversal (desplazamientos de 5 mm) mediante un ecógrafo LOGIQ P5/A5 (General Electric) y en el último se hizo uso de un equipo multicorte de tomografía computarizada Philips Brilliance 16 (120kV y cortes de 3 mm). Se empleó además, el maniquí CIRS 053 de próstata (de volumen conocido) a fin de comparar la exactitud en el cálculo entre el tomógrafo y el ecógrafo, y llevar a cabo la calibración del sistema de planificación *Variseed 8.0*, de Varian Medical Systems.

### Resultados y discusión

A fin de evaluar el incremento de tamaño producido por la inserción de agujas en la próstata y determinar un margen que incluya este efecto, se comparan los volúmenes adquiridos con el ecógrafo el día de la intervención antes y después de la operación.

Para todos los casos estudiados el volumen de la próstata incrementa tras el implante entre 6,3 y 12,7 cm<sup>3</sup>, lo que supone entre un 17% y un 42%, encontrando una media de 9,1± 0,2 cm<sup>3</sup> (un 26%) de dilatación. El aumento aparece fundamentalmente en la dirección lateral hacia los lóbulos, en la dirección sagital anterior y en la longitudinal hacia el ápex, mientras que en regiones cercanas a la vejiga y al recto no se observa aumento aparente, ya que en sus proximidades no es habitual colocar semillas a fin de no producir toxicidad en dichos órganos, por lo que no se insertan agujas.

Del análisis de todos los pacientes se determinan los márgenes del PTV que mejor aseguran el cubrimiento tumoral, y que no serán uniformes en todas direcciones de la próstata. Así, se considera adecuada una expansión del contorno prostático de 6 mm en la dirección transversal, mientras que en la anterior es suficiente con 4 mm. Respecto a la zona adyacente al recto, no se recomienda un margen superior a los 2 mm, ya que los resultados obtenidos no muestran un incremento de tamaño en esta localización. En la dirección longitudinal, se confirma conveniente añadir un corte de ecografía extra (5 mm) en la adquisición de los contornos para tener más cubierta la zona del ápex.

Un mes después del implante se realiza un estudio tomográfico de la pelvis del paciente, con el que se obtiene un tercer valor de volumen prostático. Estas imágenes son comparadas con las obtenidas el día del implante mediante ecografía. Los volúmenes prostáticos calculados treinta días después están en buen acuerdo con los observados justo antes de la operación, existiendo una diferencia relativa máxima de 3,8 ± 0,2 cm<sup>3</sup> (un 7%) y media de 1,1 ± 0,2 cm<sup>3</sup> (un 3,6%) entre todos los pacientes analizados. Las discrepancias encontradas son probablemente debidas a la diferencia en la posición del paciente (litotomía para la eco y supino para el CT) y a la dificultad que existe a la hora de contornear la próstata en las imágenes CT, donde el contraste de tejidos es menor que en la ecografía y por tanto la delimitación de volúmenes es menos precisa.

### Conclusiones

El edema aparecido en la próstata durante una intervención de braquiterapia de semillas afecta a los resultados dosimétricos esperados del implante. Es fundamental establecer unos márgenes óptimos en las direcciones laterales y anterior alrededor de la próstata a fin de conseguir un óptimo cubrimiento tumoral y reducir la toxicidad en órganos sanos.

## Tumores gástricos: comparación de diferentes modalidades de tratamiento radioterápico

ANDRÉS RODRÍGUEZ, C. \*, DEL CASTILLO BELMONTE, A., ALONSO HERNÁNDEZ, D., TORTOSA OLIVER, R., MARÍ PALACIOS, A.

Hospital Clínico Universitario, Unidad de Radiofísica, Valladolid, España.

\* Correspondencia – C-e: carlosrfrk@gmail.com

**Palabras clave:** tumor gástrico, 3D-CRT, IMRT, VMAT, Oncentra MasterPlan.

### Introducción

Se comparan cuatro diferentes técnicas de tratamiento radioterápico para tumores gástricos, utilizando técnicas de radioterapia conformada 3D-CRT (una con cuatro campos ortogonales y otra con todos los haces localizados en el segmento anterolateral izquierdo del paciente), radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y volumétrica (VMAT). Se estudian las dosis impartidas al tumor (homogeneidad y conformación) y a los órganos de riesgo.

### Material y métodos

Se ha analizado una muestra de 15 pacientes con tumores gástricos (estadios I y II) a los que se les prescribió tratamiento radioterápico de 45 Gy en 25 fracciones. Se empleó el planificador Oncentra MasterPlan v3.3, algoritmo de cálculo Collapsed Cone y un acelerador Varian 21iX equipado con un colimador multiláminas (MLC) de 80 hojas.

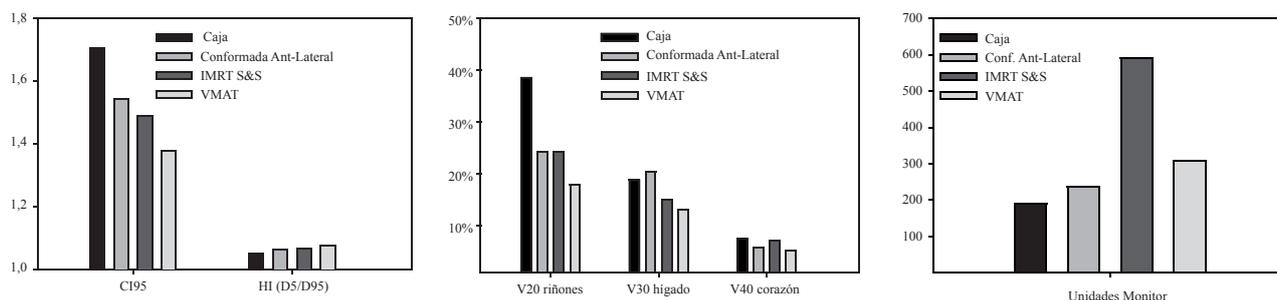
Para cada paciente se planificaron cuatro modalidades distintas de tratamiento:

- Método en caja (3D-CRT): cuatro haces ortogonales de 15 MV.
- Método conformado antero-lateral (3D-CRT): Distribución de 4 haces de 15 MV en torno al segmento antero-lateral izquierdo del abdomen. Se utilizaron dos haces con cuña de 60° (ángulos del haz: 325°-340° y 90°-100°) y dos haces sin cuña (ángulos del haz: 0°-10° y 35°-45°). Se emplearon segmentos para mejorar la distribución.
- IMRT: Se empleó una técnica Step&Shoot con campos de 6 MV equidistribuidos (ángulos 0°-72°-144°-216°-288°). Debido a la limitación de 14 cm en el movimiento de las láminas del acelerador Varian, los campos fueron divididos en dos (split) cuando fue necesario. Se seleccionó un número de segmentos máximo igual a 10 veces el número total de campos empleados.
- VMAT: Se estudió una técnica de arco dinámico simple de 6 MV. La longitud escogida para el arco fue de 356°, con un tiempo de ejecución máximo de 90 segundos. La función objetivo para la optimización del tratamiento es la misma que la utilizada en IMRT.

Se estudiaron tanto las dosis impartidas al tumor como las recibidas por los órganos de riesgo, utilizando los siguientes parámetros: índice de conformación del 95% de la dosis ( $CI_{95}$ ) e índice de homogeneidad (HI) para dosis en el tumor, porcentaje del volumen que recibe 20 Gy ( $V_{20}$ ) para ambos riñones, porcentaje del volumen que recibe 30 Gy ( $V_{30}$ ) y dosis media en volumen ( $D_{med}$ ) para hígado, porcentaje del volumen que recibe 40 Gy para corazón ( $V_{40}$ ), dosis máxima para médula ( $D_{max}$ ) y número total de unidades monitor en una sesión de tratamiento (MU).

### Resultados y discusión

En la figura 1 se resumen los resultados más importantes obtenidos para las dosis impartidas al tumor y a los órganos de riesgo, así como el número de unidades monitor por sesión, para cada tipo de tratamiento.



**Figura 1.** Valores de los principales parámetros analizados para los cuatro tipos de tratamiento.

### Conclusiones

Con técnicas de VMAT se obtuvo una mejor conformación de la dosis en el blanco y menor dosis en los órganos de riesgo además de una importante reducción del número de unidades de monitor con respecto a una técnica IMRT Step&Shoot. Por otro lado, la técnica de cuatro campos en caja obtiene resultados claramente inferiores a los obtenidos con el método alternativo de radioterapia conformada, siendo estos últimos similares a los obtenidos con IMRT.



## **Puesta en marcha de un software de libre distribución para el control de calidad de IMRT**

CHINILLACH, N.<sup>1,2,\*</sup>, ALONSO, S.<sup>2</sup>, CORTINA, T.<sup>1,2</sup>, REINADO, D.<sup>1,2</sup>, RÍCÓS, B.<sup>2</sup>, DíEZ, S.<sup>1,2</sup>, CAMPAYO, J.M.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Unidad de Biofísica, Dep. Fisiología, Fac. Medicina. Universidad de Valencia.

<sup>2</sup> Serv. de Radiofísica y PR. Hospital Clínico Universitario de Valencia.

\* Correspondencia – C-e: neschife@alumni.uv.es

**Palabras clave:** DoseLab, IMRT, función gamma, dosimetría.

### **Introducción**

En la actualidad existen diferentes herramientas que permiten realizar la verificación dosimétrica de los tratamientos de radioterapia. Entre éstas destacan las películas y las matrices de cámara de ionización o diodos. Las matrices llevan un software propio que procesa automáticamente la información y facilita las distribuciones bidimensionales de dosis. Por el contrario en el caso de la dosimetría de película es necesario un proceso más complejo para la obtención de los resultados, así como un software de comparación de distribuciones de dosis.

En este trabajo nos centraremos en implantación y puesta en marcha de un software que nos permita comparar cuantitativamente las distribuciones bidimensionales de dosis calculada y medida experimentalmente en un tratamiento de IMRT. La herramienta que vamos a emplear para hacer esta comparación es el software de libre distribución DoseLab. Se trata de un programa escrito en MatLab y de código abierto, permitiendo por ello adaptar en algunos casos el programa a las necesidades de cada usuario. Este programa va a ser capaz de calcular la función gamma de estas distribuciones, parámetro que evalúa simultáneamente la diferencia de dosis entre dos píxeles de la imagen y la distancia que hay entre ellos, dándonos un criterio objetivo y cuantitativo, que nos permita decidir si ambas distribuciones son o no compatibles.

### **Material y métodos**

Para llevar a cabo la comparación DoseLab necesita únicamente como datos de entrada la distribución de dosis calculada y medida, siendo necesario que estas imágenes estén calibradas en dosis.

La imagen correspondiente a la distribución de dosis calculada la obtenemos directamente del planificador, en formato DICOM. Por el contrario, la imagen de la distribución medida, la obtendremos del escáner. Esta imagen del escáner no viene calibrada en dosis, sino en densidad óptica (DO). Podemos emplear diversos programas para calibrar esta imagen, pero DoseLab dispone de una función que nos permite realizar esta calibración.

La función *Film to dose* da una imagen en formato TIF, calibrada en dosis, necesitando como datos de entrada una imagen en DO y un fichero de calibración que contenga las equivalencias DO/dosis. Este fichero se puede construir manualmente, pero con el fin de agilizar el proceso DoseLab dispone de una herramienta llamada *Dynamic wedge film calibration*. Mediante el empleo de ésta, se obtiene de forma automática el fichero de calibración, sin más que facilitarle una imagen en formato TIF correspondiente a la digitalización de la película irradiada empleando la cuña del acelerador y el perfil dosimétrico de dicha cuña.

Una vez calibrada en dosis la distribución medida y junto con la distribución calculada por el planificador, procedemos a la comparación de ambas imágenes.

Cuando iniciamos la comparación, DoseLab nos solicita en primer lugar una serie de datos administrativos del paciente. Una vez introducidos todos los datos del paciente aparece una ventana que permite hacer rotaciones de 90 en 90 grados de la imagen de la distribución medida, así como reflexiones de la misma. Seguidamente el programa permite hacer pequeños giros con la imagen medida, a fin de corregir pequeñas desviaciones angulares introducidas a lo largo de todo el proceso experimental. Para ello deberemos de marcar previamente dos puntos de la película, de forma que con DoseLab podamos seleccionarlos y pueda alinearse. Con la distribución medida perfectamente orientada, seleccionamos sobre ésta la región de la misma que vamos a comparar. Por último DoseLab muestra la superposición que realiza de ambas imágenes, permitiendo desplazarlas si no nos parece correcta. Una vez se acepta esta superposición, obtenemos los resultados de la comparación.

### **Resultados y discusión**

El programa nos presenta los resultados de la comparación entre las dos distribuciones como una serie de imágenes. Estas imágenes son: resumen de las cuatro imágenes, comparación de perfiles, curvas de isodosis de la distribución medida y calculada, resultado de la superposición, curvas de isodosis de la distribución calculada, curvas de isodosis de la distribución medida, distribución de dosis calculada, distribución de dosis medida, diferencias absolutas de dosis, diferencias de dosis relativas al valor máximo de dosis, distancia de aceptación (DTA), ventana interactiva que incluye el cálculo de la función gamma, histograma dosis/distancia en 2D y una imagen con una serie de histogramas, además de un fichero TXT con el resumen del proceso. De las diferentes imágenes mencionadas, una de las más útiles es la que muestra el cálculo de la función gamma, que permite verificar la similitud dosimétrica-espacial de las dos distribuciones. La ventana que da la distribución de la función gamma permite variar los dos criterios que esta función evalúa, distancia y dosis, permitiéndonos ajustarlos a los estándares clínicos.

### **Conclusiones**

Con la realización de este trabajo, se ha puesto en marcha un sistema de verificación de tratamientos de IMRT, basado todo en herramientas de libre distribución, posibilitando su implantación en todos los centros que deseen una herramienta fiable y gratuita para poder verificar con película radiográfica los tratamientos de IMRT que lleven a cabo.

A pesar que la dosimetría de película implica un proceso más complejo y elaborado que la dosimetría con matrices de cámaras de ionización o diodos, es también un proceso de verificación más exhaustivo. El hecho de emplear herramientas de libre distribución lo hace accesible a todo el mundo, residiendo en este hecho el interés de este trabajo.

## Primeros tratamientos de Rapid ARC en el Hospital Ruber Internacional

SIMÓN DE BLAS, R. \*, PALAZÓN CANO, I., BERTOMEU PADÍN, T., FAYOS FERRER, F., ANTOLÍN SAN MARTÍN, REY PORTOLÉS, G.

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Ruber Internacional, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: rociosimon@hotmail.com

**Palabras clave:** Rapid Arc, VMAT, IMRT.

### Introducción

El avance de la tecnología permite que cada vez se diseñen tratamientos de radioterapia conformada más precisos y rápidos. El hospital Ruber Internacional instaló en mayo del 2010 un acelerador lineal capaz de realizar la técnica de Rapid Arc (RA). Ésta técnica permite irradiar al paciente mientras se varían simultáneamente la tasa de dosis, el movimiento de las láminas del colimador, y la posición y velocidad del gantry. En este trabajo se pretenden mostrar los parámetros más relevantes de los 6 primeros meses de tratamientos, así como explicar la metodología empleada en el control de calidad y comentar las diferencias observadas más importantes con los tratamientos de intensidad modulada (IMRT) que se llevan realizando en este centro desde el año 2001.

### Material y métodos

Los tratamientos de RA se realizan con un acelerador Varian iX, dotado de un sistema de imagen de rayos X capaz de realizar placas y tomografías de haz cónico para la verificación del posicionamiento del paciente y con un colimador con 120 láminas. El planificador Eclipse 8.9 se emplea para el diseño de los tratamientos, los cuales se transfieren al acelerador mediante la red Aria 8.8. La verificación de los tratamientos se realiza sobre un maniquí ArcCheck que posee geometría cilíndrica y 1386 detectores de estado sólido repartidos por toda su periferia a una profundidad equivalente de 2,9 cm de agua, permitiendo realizar una calibración sencilla para corregir por el estado de la tasa del acelerador. Disponemos además de dos insertos (de materiales equivalentes a agua y pulmón) que se introducen dentro de él para simular la anatomía real de un paciente y en los cuales podemos insertar una cámara de ionización CC13 para obtener una medida adicional de dosis absorbida.

Para verificar los tratamientos, éstos se calculan sobre el maniquí y se exportan al software Mapcheck, que extrae del cubo de dosis proveniente del planificador lo que se obtendría sobre el maniquí. Esto se compara con lo medido por ArcCheck y MapCheck y se realiza un análisis de índice gamma, normalmente con criterio 3% en dosis, 3 mm en distancia de aceptación, en modo absoluto y descartando la medida de los diodos que reciben menos de un 5% de la dosis máxima. Calculamos para cada tratamiento el porcentaje de puntos que no cumplen dicho criterio.

Debido a que el fraccionamiento en todos los casos no es el mismo, se considerará un parámetro para la comparación el equivalente al número de unidades de monitor (UM) por Gray y por fracción en el punto de prescripción. Al ser el tiempo de tratamiento un parámetro de relevancia, se recoge también una estimación de valores medios de tratamiento sumando el tiempo de irradiación de los campos “time beam on” (verificable en Aria) con el tiempo de tránsito de un campo al siguiente, multiplicado por el número de campos.

### Resultados y discusión

Desde el 18 de junio hasta el 18 de diciembre del 2010 se han realizado 88 tratamientos de RapidArc, los cuales se han agrupado en 6 tipos por su similitud en cuanto a localización y/o complejidad. La energía preferida es 6 MV, aunque en 4 casos excepcionales los tratamientos se han realizado con 15 MV. Tras la comparación de los datos del análisis de los tratamientos con IMRT y con RA, se ha obtenido que en los campos de RA se tarda una media de  $0,6 \pm 0,2$  min. en pasar de un campo a otro y en IMRT de  $0,9 \pm 0,6$  min.

Con la técnica de IMRT en comparación con la de RA existe un incremento medio en el número de UM/Gy del 24% en tratamientos de próstata, del 22% en los del sistema nervioso central (SNC), del 50% en los tratamientos de cabeza y cuello (ORL), del 147% en los de mediastino y del 84% en los de pelvis. Además, en los tratamientos de RA el tiempo de tratamiento se ve reducido en un factor 3,5 en el grupo de próstata, 3,1 en SNC, 2,5 en ORL, 3,2 en mediastino y 2,3 en pelvis.

El intervalo de cada valor corresponde a 2 desviaciones típicas.

RA	casos	UM/Gy min	UM/Gy max	UM/Gy	diferencia dosis %	Gamma %	t beam on (min)	1 arco	2 arcos	>2 arcos	T medio estimado tratamiento (min)
Próstata	39	225,9	445,5	277±96	0,2±1,4	2,0±0,0	1,1±0,6	82%	18%	0%	1,8
SNC	8	187,0	270,5	220±57	4±7	2,3±2,0	1,3±0,5	75%	25%	0%	2,0
ORL	8	175,5	306,5	234±100	2±4	1,3±2,4	1,9±0,5	0%	100%	0%	3,1
Mediastino	6	200,5	325,0	258±95	0,0±1,8	0,6±1,0	1,5±1,4	0%	67%	33%	3,1
Pelvis	19	217,0	408,0	258±84	-1,0±3	2±4	2,2±0,4	0%	100%	0%	3,4
Otros	8	158,9	296,7	230±85	-1,3±2,20	1,0±1,6	1,5±0,6	50%	50%	0%	2,5

RA	casos	UM/Gy min	UM/Gy max	UM/Gy	diferencia dosis %	Gamma %	t beam on (min)	Nº campos promedio	T medio estimado tratamiento (min)
Próstata	270	237,5	580,0	340±150	-0,2±1,2	0,4±0,8	1,8±0,5	5,2	6,5
SNC	49	155,3	393,0	270±180	-0,7±1,9	0,9±1,8	1,5±0,4	5,4	6,3
ORL	140	200,0	726,0	350±350	-0,4±2,5	1,4±2,3	1,9±1,0	6,7	8,0
Mediastino	62	403,0	849,0	638±270	-1±4	3±5	3,7±1,0	6,5	9,6
Pelvis	19	246,5	683,3	477±330	-0,3±1,4	2±4	2,6±1,0	6,0	8,0

### Conclusiones

Observamos una evidente disminución en las unidades de monitor totales y en los tiempos de tratamiento en la técnica de RA frente a IMRT, lo cual es una clara ventaja por la comodidad del paciente y porque disminuye el movimiento intrafracción de los órganos. Debido a esto, la técnica RA es preferida frente a la IMRT en determinadas patologías. En este trabajo no se evalúan las diferencias dosimétricas en cuanto a distribución de dosis, el cual consideramos un parámetro también muy relevante y que quedará pendiente para un futuro trabajo. Habitualmente al realizar los tratamientos con RA nos encontramos un mayor volumen de pacientes con dosis bajas (10%-20% dosis prescripción) y esto podría ocasionar diferencias en cuanto al número de cánceres radioinducidos u otros efectos secundarios no tenidos en cuenta, puesto que ésta es una técnica aún novedosa.

## Influencia de la profundidad en la verificación de fluencias para una matriz de diodos

GÓMEZ PARDOS, R.\*, GONZÁLEZ LÓPEZ, A., TOBARRA GONZÁLEZ, B.

Hospital Universitario Virgen de la Arrixaca, Murcia.

\* Correspondencia – C-e: roberto.gomez.rfh@gmail.com

**Palabras clave:** verificación, IMRT, diodos.

### Introducción

En la verificación dosimétrica de tratamientos en radioterapia de intensidad modulada (IMRT) se utilizan, entre otros dispositivos, matrices de detectores. Para comparar las distribuciones de dosis medidas y planificadas el criterio  $\gamma$  es el más utilizado. Las comparaciones se pueden realizar en modo absoluto o relativo, siendo necesaria en el primer caso una calibración específica del detector.

En las verificaciones con este tipo de detectores la profundidad a la que se realiza la comparación suele ser pequeña (1-2 cm) y muy diferente de la profundidad representativa del tratamiento. Por este motivo en este trabajo se pretende estudiar el resultado de las verificaciones tanto relativas como absolutas, para campos dinámicos de IMRT en función de la profundidad a la que se realizan.

### Material

- Acelerador Clinac DHX (Varian Medical Systems (VMS), Palo Alto, CA) con colimador multiláminas (MLC) Millenium 120.
- Matriz de diodos MapCheck2 (Sun Nuclear Corp., Melbourne, FL), con 1527 diodos cubriendo un área de 32 cm x 36 cm, y build up intrínseco equivalente de 2 g/cm<sup>2</sup>.
- TAC HiSpeed (GE) y láminas de polimetilmetacrilato (PMMA).
- Sistema de Planificación (SP) Eclipse v8.6 (VMS) con algoritmo Analytical Anisotropic Algorithm (AAA).
- Software de adquisición y análisis de los campos MapCheck v5.02.

### Método

En primer lugar se calibró la matriz de diodos en dosis absoluta, sin añadir build up adicional al intrínseco.

Se realizaron estudios del Mapcheck2 en el TAC con diversos espesores de PMMA, desde 0 a 20 cm, añadiendo 2 cm en cada estudio.

Se escogió un caso de IMRT dinámica de ORL con 7 campos. De estos, se eligieron 2 campos representativos (C1 y C2), con altos gradientes de dosis y energía nominal 6 MV. Se irradiaron con ángulo de gantry 0°, distancia fuente-diodos 100 cm, y se compararon con los planes de verificación exportados del SP para cada espesor de PMMA.

Finalmente, se realizó el análisis  $\gamma$  (3%, 3 mm) de todas las matrices obtenidas, tanto en modo relativo como absoluto.

### Resultados y discusión

El resultado de los análisis relativos y absolutos se aprecia en la siguiente figura.

En modo relativo el% de puntos que cumplen  $\gamma < 1$  se mantuvo aproximadamente constante con el espesor de PMMA, siendo siempre mayor del 96,7% llegando hasta el 100%.

En modo absoluto sí hay una variación con el espesor. Hasta unos 6 cm de PMMA el% de puntos que cumplen el criterio  $\gamma$  no varía significativamente. Entre 6 y 18 cm cae hasta poco más del 50%, y a partir de 18 cm se mantiene aproximadamente constante.

El comportamiento en ambos modos de evaluación es similar para los dos campos.

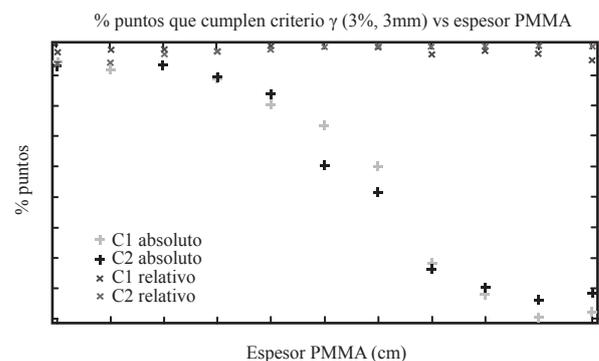
El resultado obtenido en modo relativo podría indicar que el algoritmo AAA modela bien la dispersión lateral a diferentes profundidades.

En modo absoluto, la caída del% de puntos que cumplen el criterio  $\gamma < 1$  a partir de cierta profundidad parece revelar la conocida dependencia de los diodos con la tasa de dosis instantánea.

### Conclusiones

El comportamiento observado en modo relativo justifica el empleo de profundidades de verificación diferentes a las de tratamiento con el MapCheck2.

En el caso de verificaciones en modo absoluto, es necesario realizar la calibración en dosis del dispositivo a la misma profundidad que aquella a la que se quiere realizar la verificación.



## Artitransformar

---

LOZANO FLORES, F.J.\* , PUÉRTOLAS HERNÁNDEZ, J.R., PINO LEÓN, C., LARRETxea ETXARRI, R.

Hospital Donostia, Donostia-San Sebastian.

\* Correspondencia – C-e: franciscojose.lozanoflores@osakidetza.net

**Palabras clave:** interrupciones, acelerador, espejo, mesa.

### Introducción

Las interrupciones de tratamiento por avería en un acelerador, constituyen un problema que dependiendo de los medios se puede paliar.

### Material y métodos

Es necesario disponer de los ficheros RTPlink (o cualquier fichero con la información completa del tratamiento) y un ordenador con Excel o similar.

### Resultados y discusión

El tratamiento que se interrumpa en el acelerador Siemens Primus del Hospital Donostia, planificado con PLATO, puede recalcularse para el otro acelerador, un Siemens Artiste, con el planificador Oncentra, ya que las multiláminas pasan a ser de 1 cm a 0.5 cm. Lo que hay que hacer es leer el fichero RTP que se envió a LANTIS (donde aparece la posición de cada multilámina), realizar una reasignación de multiláminas de acelerador a acelerador, y recalcular las nuevas unidades monitor, reenviar el nuevo plan de tratamiento a LANTIS y autorizarlo de nuevo.

### Conclusiones

Se ha encontrado una forma rápida y sencilla de recalcular planes de tratamiento en otro acelerador, con otro planificador, respetando íntegramente la forma de campo original de MLC.

## Incorporación en nuestro centro de la técnica de arcoterapia volumétrica (VMAT) en el tratamiento de cáncer de próstata

MATEOS, J.C.<sup>1,\*</sup>, CABRERA, P.<sup>2</sup>, LUIS, J.<sup>1</sup>, PERUCHA, M.<sup>1</sup>, SÁNCHEZ, G.<sup>1</sup>, HERRADOR, M.<sup>1</sup>, ORTIZ, M.J.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica. HHUU Virgen del Rocío. Sevilla.

<sup>2</sup> Servicio de Radioterapia. HHUU Virgen del Rocío. Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: jcmateos@us.es

**Palabras clave:** dosimetría clínica, VMAT, cáncer de próstata.

### Introducción

La finalidad de este trabajo consiste en la descripción de la incorporación de la técnica de tratamiento radioterápico *Arcoterapia Volumétrica (VMAT)* en nuestro centro hospitalario, a pacientes con cáncer de próstata de bajo riesgo. La complejidad tecnológica de esta modalidad, en la que varían simultáneamente la fluencia de radiación, las láminas del colimador multiláminas (MLC), y la velocidad angular del cabezal del acelerador, determinan un reto importante a la hora de diseñar la planificación y verificar la factibilidad de los tratamientos.

### Material y métodos

Los tratamientos se han llevado a cabo en un acelerador lineal Elekta Synergy equipado con los sistemas de imagen portal convencional (Elekta iView) y de reconstrucción volumétrica (Elekta XVI). Los pacientes tratados (12) en esta primera fase de implantación de la tecnología VMAT, poseen cáncer de próstata de bajo riesgo. El posicionamiento de estos pacientes mediante el TC con el haz cónico CBCT se lleva a cabo durante las 10 primeras sesiones y posteriormente 3 veces por semana siempre que las correcciones del posicionamiento sean inferiores a 2 mm. La energía del haz es de 6 MV y la dosis prescrita es de 76 Gy en todos los casos. El sistema de planificación empleado es un Philips Pinnacle V 9.0, con el optimizador SmartArc para el diseño de tratamientos con arco dinámico. La estrategia utilizada ha consistido básicamente, tras decidir los ángulos de inicio y final del arco, en emplear inicialmente funciones objetivo tales como:

- a) PTV, dosis uniforme de 76 Gy;
- b) recto,  $V40 \leq 40$  Gy y  $V70 \leq 30$  Gy;
- c) vejiga,  $V70 \leq 40$  Gy;
- d) Cabezas femorales,  $V50 \leq 5$  Gy.

Si mediante estos requerimientos no se conseguía una planificación aceptable se procedía a la aplicación de objetivos adicionales tales como: dosis máxima, dosis mínima, dosis biológica uniforme equivalente (EUD), incremento del factor peso, etc, en las regiones de interés con mayores desviaciones de los criterios exigidos. Finalmente se pueden utilizar como estrategias complementarias, estructuras auxiliares en forma de anillo alrededor del PTV, en la que se limite la dosis máxima a un valor de entre el 90 y el 100% de la dosis prescrita. Finalmente se ha realizado algunas planificaciones con IMRT como prueba, para efectuar una comparación con la técnica de VMAT.

### Resultados y discusión

Los tratamientos diseñados para una dosis mínima y media en la próstata como CTV, de 76 Gy y 77 Gy respectivamente, han dado lugar a distribuciones e histogramas dosis-volumen con valores de dosis en los órganos de riesgo dentro de los requerimientos exigidos. En este sentido, y en algún paciente en concreto la dosis máxima en el recto ha llegado a superar ligeramente los 75.6 Gy, dependiendo esta circunstancia de la superposición de este órgano al PTV. El número de unidades monitor para los tratamientos de VMAT ha resultado en general menor que los requeridos para tratamientos de IMRT. El tiempo de tratamiento con VMAT es así mismo inferior que el de la IMRT. No obstante, el volumen de tejido con bajas dosis es mayor con VMAT, dado el carácter rotatorio de esta técnica. La conformación de la distribución de dosis al PTV ha resultado asimismo aceptable.

### Conclusiones

Se puede concluir que los tratamientos implementados en VMAT en el cáncer de próstata de bajo riesgo, dada la aceptable conformación de dosis en el volumen blanco, las dosis en los órganos de riesgo, y el tiempo efectivo de radiación siempre inferior a los 2 minutos, poseen una gran eficiencia por lo que serán adoptados en nuestro centro hospitalario en los casos clínicos descritos.



## Verificación bidimensional de pacientes con cáncer de próstata tratados con VMAT mediante el detector Matrixx y software OP'IMRT de IBA

MATEOS, J.C.<sup>1,\*</sup>, PERUCHA, M.<sup>1</sup>, CABRERA, P.<sup>2</sup>, LUIS, F.J.<sup>1</sup>, SÁNCHEZ, G.<sup>1</sup>, HERRADOR, M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica. HHUU Virgen del Rocío. Sevilla.

<sup>2</sup> Servicio de Oncología Radioterápica. HHUU Virgen del Rocío. Sevilla

\* Correspondencia – C-e: jcmateos@us.es

**Palabras clave:** dosimetría clínica, VMAT, verificación Matrixx.

### Introducción

Se describe en este trabajo la verificación de pacientes con cáncer de próstata planificados y tratados con VMAT en nuestro centro hospitalario, con una dosis prescrita de 76 Gy. Se ha empleado para ello, un detector IBA Matrixx-Evolution constituido por una matriz de 1020 cámaras de ionización con un diámetro de 4.5 mm y una altura de 5 mm. La distancia entre los centros es de 7.619 mm. Los datos se han comparado con dosimetría de película y con cámara de ionización.

### Material y métodos

El detector matricial se inserta en un maniquí de forma cúbica (IBA Multicube), constituido por diversas piezas que permiten su colocación a diversas profundidades y orientaciones coronal, sagital y transversal. El detector requiere para su funcionamiento, la medida de dos factores de calibración: por un lado  $K_{user}$ , factor de calibración absoluta aplicado a las cuatro cámaras centrales y por otro,  $K_{off-axis}$ , factor de calibración fuera de eje, asociado a las restantes cámaras del mismo. El sistema dispone de un sensor de ángulo que se coloca en el frontal del acelerador para medir de forma continua el ángulo del cabezal (gantry) durante el tratamiento y corregir posteriormente la variación de sensibilidad de las cámaras con respecto al ángulo de incidencia del haz. Las medidas se obtienen mediante la aplicación informática IBA OmniPro-IMRT (OP'IMRT), que permite evaluar la dosis en el plano del detector. Actualmente se está midiendo un plano coronal. Esta distribución es comparada con la dosis teórica calculada por el TPS Philips Pinnacle V9.0, en un plano en la misma posición geométrica. Una vez medido el tratamiento e incorporada la información del TPS a través de un fichero ascii, se procede al análisis de los resultados.

### Resultados y discusión

La aplicación informática OP'IMRT permite evaluar los resultados entre las distribuciones teórica (dosis planar del TPS) y la dosis experimental (detector Matrixx), proporcionando información sobre perfiles transversales, isodosis y análisis gamma. La diferencia de las dosis calculada y medida en el plano coronal de los pacientes tratados, han dado como resultado una media de puntos superior al 95% con valores de gamma (3% / 3 mm) entre 0 y 1.

### Conclusiones

Los datos de las medidas de ionización y de película han sido coherentes con los obtenidos a partir del detector IBA Matrixx, por lo que dada la rapidez en su utilización y la sistemática del procedimiento descrito, se constituye en un dispositivo cómodo y efectivo en la evaluación de tratamientos de pacientes.

## Verificación tridimensional de pacientes con cáncer de próstata tratados con VMAT mediante el detector Matrixx y software COMPASS de IBA

---

MATEOS, J.C.<sup>1\*</sup>, LUIS F.J.<sup>1</sup>, CABRERA, P.<sup>2</sup>, CARRASCO, M.<sup>1</sup>, SÁNCHEZ, G.<sup>1</sup>, HERRADOR, M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica. HHUU Virgen del Rocío. Sevilla.

<sup>2</sup> Servicio de Radioterapia. HHUU Virgen del Rocío. Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: jcmateos@us.es

**Palabras clave:** VMAT, IMRT, Compass, verificación tratamientos.

### Introducción

Se describe en este trabajo la verificación de pacientes con cáncer de próstata planificados y tratados con VMAT en nuestro centro hospitalario, con una dosis prescrita de 76 Gy. La posibilidad de analizar simultáneamente cualquier plano del paciente mediante el software COMPASS de (IBA, Alemania), conjuntamente con el detector matricial MatriXX-Evolution, confiere a este sistema una característica especialmente interesante. El objetivo de este trabajo consiste en describir el funcionamiento de este equipo y validarlo para la dosimetría de pacientes en tratamientos de IMRT o VMAT.

### Material y métodos

Se han planificado tratamientos de pacientes con cáncer de próstata mediante el sistema de planificación Philips Pinnacle V 9.0 y la utilidad SmartArc mediante técnica de VMAT. El sistema de medida constituido por el detector Matrixx-Evolution (IBA, Alemania) y el software COMPASS (IBA, Alemania), se constituye en un sistema de planificación alternativo cuyo comisionado se realiza en fábrica. Las medidas se realizan acoplado el detector en la cabeza del acelerador de forma que la incidencia del haz es siempre perpendicular al plano de las cámaras; se utilizan dos láminas de agua sólida de 1 cm de espesor en la superficie de entrada del detector. Los datos de referencia generados en el TPS Pinnacle, y constituidos por: a) plan de tratamiento y prescripción de dosis, b) regiones de interés y c) imágenes Dicom del paciente, son enviados inicialmente a través de la red al equipo de medida para su comparación con los datos experimentales obtenidos posteriormente. Se importa el plan de tratamiento a la red Mosaiq del acelerador y se ejecuta con las mismas unidades monitor que el plan clínico, al mismo tiempo que se realiza las medidas mediante el software mencionado.

### Resultados y discusión

El software COMPASS permite obtener los resultados en términos de la diferencia entre: a) las fluencias de referencia (TPS Pinnacle) y las experimentales, b) las distribuciones de dosis de referencia (TPS Pinnacle) y la calculada por el TPS (Compass), c) las distribuciones de referencia (TPS Pinnacle) y la reconstruida por Compass a partir de las medidas experimentales por el detector Matrixx. En los dos últimos casos, el sistema permite evaluar análisis gamma, diferencias absolutas en cualquier plano axial, sagital o coronal del paciente, así como una estadística en las diferentes regiones de interés. Los resultados obtenidos en nuestros pacientes son coherentes en términos del análisis gamma y dosis absoluta, con los datos de la dosimetría de película, dosimetría con cámara de ionización y con los medidas efectuadas con el detector Matrixx y el software OP'IMRT.

### Conclusiones

Se concluye que este dispositivo presenta como ventaja esencial, el aportar información tridimensional sobre distintos planos del paciente que permiten una mayor precisión en la evaluación del tratamiento. Como desventajas mencionar: a) un posicionamiento complicado del detector en la cabeza del acelerador y b) la limitación impuesta por su resolución espacial 7.62 x 7.62 mm.

## Un nuevo método para la verificación de tratamientos de IMRT sobre la geometría del paciente utilizando los archivos Dynalog

INFANTE UTRILLA, M.A.\*, CALAMA SANTIAGO, J.A., LAVADO RODRÍGUEZ, M.E.

Clinica La Luz, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: mainfante@clinicalaluz.es

**Palabras clave:** IMRT, Dynalog, verificación, paciente, 3D.

### Introducción

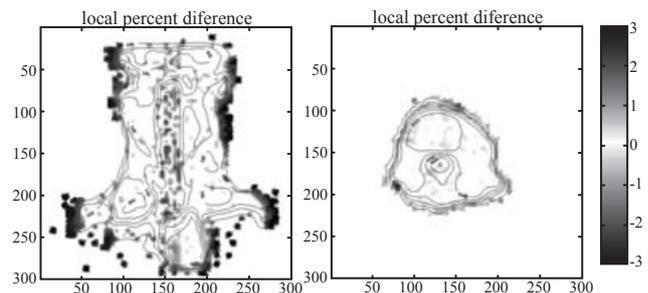
En los tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) realizados con un acelerador Varian se generan unos ficheros denominados DynaLog. En estos archivos se registra, para cada campo, la fracción de dosis administrada y la posición de las laminas planificada y tratada cada 50 ms. El objetivo del trabajo es implementar un novedoso método de verificación de tratamientos de IMRT, utilizando esta información para reconstruir la fluencia en el planificador y calcular la dosis administrada, comparando las distribuciones de dosis en 2D y 3D y los histogramas obtenidos con los iniciales. Este procedimiento carece de las limitaciones e incertidumbres propias de los detectores dosimétricos utilizados en la verificación sobre maniquí (cámara de ionización, película, etc.) o del EPID, permitiendo además cuantificar las diferencias sobre el propio paciente.

### Material y métodos

Los tratamientos se administraron en un acelerador Varian 21EX (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA), con un colimador multilaminas (MLC) Millenium 120, mediante la técnica de IMRT dinámica. La información e integridad de los Dynalog ha sido verificada en trabajos previos (Li et al.). Se desarrolló un programa informático que lee los datos almacenados en estos archivos durante cada tratamiento, y escribe ficheros dMLC con el formato adecuado para el planificador Eclipse versión 10. A partir de esta información, el planificador generó la fluencia administrada, y completo el cálculo de la dosis sobre el CT del paciente. Se utilizó como algoritmo de cálculo el Anisotropic Analytical Algorithm (AAA). La verificación se efectuó mediante la comparación de los histogramas y las distribuciones de dosis con las originalmente planificadas. Los resultados se contrastaron con la estadística de desviaciones de laminas. Se comprobaron 10 tratamientos en dos de las localizaciones clínicas más relevantes en IMRT: próstata y ORL.

### Resultados y discusión

El análisis de las distribuciones de dosis 2D para campos individuales muestra que más del 99% de los puntos cumple el criterio gamma (1%, 1 mm) para todos los casos de ORL estudiados, llegando al 100% en los de próstata. La mayor parte de las discrepancias se observan al inicio y al final del recorrido de las laminas, donde se exige que el motor de cada lamina modifique rápidamente su estado de movimiento. En la zona inicial tenemos sobredosificación mientras que en la final infradosifica. Los resultados son mejores que los obtenidos en los controles de calidad de tratamientos de IMRT sobre maniquí. Una de las causas es la ausencia de las fuentes de incertidumbres asociadas a este tipo de verificación, como el posicionamiento, la resolución espacial y la respuesta energética del detector, etc. Para el tratamiento global, el 100% de los puntos pasa el test gamma (1%, 1 mm). Mediante la comparación de histogramas también se puede apreciar que las diferencias son mínimas, incluso en los tratamientos de ORL. Ni siquiera en las zonas de mayor gradiente, por la exigencia que le supone al movimiento de las laminas, y para órganos de pequeño volumen, como es el caso de parótidas, medula o recto, la diferencia es superior a un 0.5% en dosis para un determinado volumen. Estos resultados están en concordancia con las desviaciones de las laminas respecto de las planificadas; en los registros ninguna sufrió una desviación mayor del rango 1-1.5 mm, y la mediana de las desviaciones está en 0.2 mm.



### Conclusiones

Con un correcto comisionado del acelerador y del MLC, y un programa de control de calidad del planificador y el sistema de registro y verificación, este procedimiento permite validar sobre la geometría del paciente los tratamientos de IMRT, a diferencia de los métodos convencionales. Combinado con un sistema de imagen 3D tipo cone beam puede ser utilizado para el seguimiento en el tratamiento del paciente, permitiendo una radioterapia adaptativa real que tenga en cuenta además, los errores de posicionamiento y la localización de los órganos internos. Sería interesante que los fabricantes introdujeran herramientas similares dentro de su software.

## **Método complementario de análisis de la calidad del implante de semillas de I-125 para braquiterapia de próstata mediante la adquisición de imágenes ecográficas post-implante**

JIMÉNEZ DOMÍNGUEZ, M.\* , CARRASCO HERRERA, M., BAEZA TRUJILLO M., HERRADOR CÓRDOBA, M.

Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: mjcinnamon@gmail.com

**Palabras clave:** braquiterapia, próstata, dosimetría, post-implante, ecografía.

### **Introducción**

La técnica de braquiterapia con semillas radiactivas es hoy en día en un tratamiento efectivo contra el cáncer de próstata. Tras el implante, debe evaluarse la calidad del mismo a partir de la distribución dosimétrica resultante de la colocación de las semillas en la próstata. Es práctica habitual la realización de un estudio tomográfico del paciente un mes después de la intervención, cuando el edema producido por la inserción de agujas es prácticamente inapreciable y el volumen prostático es estable. Sin embargo, con esta prueba la visibilidad de los órganos de interés (próstata, vejiga, recto, uretra) puede no ser del todo óptima y este hecho influir negativamente a la hora de evaluar la calidad del implante. Existen diferentes métodos para analizar los resultados esperados tras la operación: Resonancia Magnética, CT con contraste y CT sin contraste. En nuestro hospital se emplea este último.

En este trabajo se propone un cuarto método complementario basado en imágenes ecográficas en modo *Longitudinal* adquiridas el mismo día de la intervención, al terminar el implante. Esta opción nos permitirá evaluar la dosimetría final del tratamiento con el paciente colocado en la misma posición en que se hizo la planificación y con el recto y vejiga igual de llenos. Con ello, se podrán identificar los órganos de interés y las semillas de modo más sencillo y dispondremos de una referencia con que comparar un mes después, cuando con las imágenes CT podamos detectar además si ha tenido lugar alguna migración o rotación de las semillas.

### **Material y métodos**

Este estudio se ha realizado para un total de 27 pacientes tratados con semillas de I-125 (modelo Amersham Health 6711) mediante braquiterapia intra-operatoria de próstata.

La adquisición de imágenes del día del implante ha llevado a empleando un ecógrafo LOGIQ P5/A5 (de General Electric) en modo *Transversal* (con desplazamientos de 5 mm), y en modo *Longitudinal* (resolución de 1 mm). Posteriormente, se ha utilizado un equipo de tomografía computarizada Philips Brilliance I6 para obtener nuevas imágenes CT del paciente (técnica helicoidal, cortes de 3 mm y 120kV). El sistema de planificación empleado en todo el proceso ha sido *Variseed 8.0*, de Varian Medical Systems. Para la localización post-implante de semillas nos hemos ayudado de la herramienta de búsqueda automática con las imágenes de CT y la de búsqueda manual en el caso del ecógrafo.

Para cada paciente, se diseñó el tratamiento mediante la adquisición de imágenes de ultrasonidos en modo *Transversal*. Se han empleado dos métodos para evaluar el resultado final del procedimiento: Primero, mediante imágenes ecográficas en modo *Longitudinal* adquiridas en el quirófano justo después de la operación, con el paciente en posición de litotomía y aún bajo los efectos de la anestesia. Segundo, con la realización de un estudio tomográfico treinta días después.

### **Resultados y discusión**

Las imágenes de ultrasonidos proporcionan un mejor contraste de tejidos, permitiendo que un segundo contorno de órganos con las semillas ya implantadas sea más sencillo que con el CT de un mes después. Con este método el análisis de la calidad del implante se realiza al finalizar el mismo y se evalúa la planificación en el momento inicial del tratamiento. Además, el modo *Longitudinal* tiene mayor resolución que el *Transversal* y que las imágenes de tomografía, lo que hace que la localización de semillas sea más precisa.

El contorno de volúmenes con este método es muy sencillo y se hace en las mismas condiciones que la planificación, con contraste en la vejiga y buena visualización de uretra y recto, lo que no es posible al analizar las imágenes de CT sin contraste que se obtienen un mes después.

Por contra, este método presenta dos limitaciones: en próstatas de gran volumen no es posible visualizar este órgano de forma completa en todos los cortes, y por otro lado no es sencillo localizar las semillas manualmente en aquellos pacientes donde existe un exceso de aire en recto, ya que éste impide notablemente la visibilidad.

En cualquier caso, y dado que en numerosos pacientes nos hemos encontrado con dificultades a la hora de contornear la próstata con las imágenes de CT sin contraste, se confirma conveniente que tanto un método como el otro sean empleados conjuntamente, ya que por un lado la ecografía post-implante permite comprobar in situ el resultado de la dosimetría planificada, y por otro el CT un mes después nos muestra la posición final de las semillas en una próstata que está cerca de recuperar su tamaño y forma habitual.

### **Conclusiones**

A la hora de evaluar la calidad del implante, es recomendable disponer de imágenes post-operatorias (en modo *Longitudinal*) y de CT (1 mes después), ya que ambas se complementan y pueden ayudar a definir los volúmenes de interés, localizar las semillas y corregir posibles errores en los parámetros dosimétricos (D90,V100,V150,etc..) consecuencia de una ineficiente o escasa visibilidad.

## Solución de clase para disminuir dosis en recto en tratamientos de próstata con radioterapia 3D-CRT

ANDRÉS RODRÍGUEZ, C.\* , TORTOSA OLIVER, R., ALONSO HERNÁNDEZ, D., MARÍ PALACIOS, A., DEL CASTILLO BELMONTE, A.

Hospital Clínico Universitario, Unidad de Radiofísica, Valladolid, España.

\* Correspondencia – C-e: carlosrfrk@gmail.com

**Palabras clave:** radioterapia, 3D-CRT, próstata, recto, Oncentra Master Plan.

### Introducción

En este trabajo se recoge un método elaborado en nuestro centro con técnicas de radioterapia 3D convencional para aumentar la conformación de la dosis alrededor del volumen blanco en tratamientos de cáncer de próstata reduciendo considerablemente las dosis recibidas por el recto. Para evaluar la bondad del método, los resultados se comparan con dos técnicas clásicas de tratamiento.

### Material y métodos

Se han seleccionado 10 pacientes con carcinoma de próstata localizado a los que se les prescribieron 74 Gy al volumen blanco (PTV) en 37 sesiones. Se utiliza planificador Oncentra Master Plan (v. 3.2) y acelerador Varian 2100iX con un colimador multiláminas de 80 hojas. La solución de clase propuesta se compone de cinco campos de fotones con orientaciones de gantry 45°-315°-100°-260°-180°, a los que se les añaden cuatro segmentos que protegen el recto (gantry: 45°-315°-95°-260°). Todos los campos y segmentos tienen energías de 15 MV.

Los resultados se comparan con dos técnicas clásicas de tratamiento:

- Caja: cuatro campos de fotones ortogonales (0°-90°-180°-270°) de 15 MV.
- 5 campos: cinco campos de fotones equidistribuidos (0°-72°-144°-216°-288°) de 15 MV.

Para cada caso se analizan la conformación de la dosis, haciendo uso del  $CI_{95}$  (Índice de conformación del 95% de la dosis de referencia), así como las dosis en órganos de riesgo, principalmente en recto y vejiga.

### Resultados y discusión

Los resultados de los principales parámetros analizados se muestran en la siguiente tabla:

	4 campos ortogonales	5 campos	Solución de clase
CI95	1,58	1,56	1,41
V70 vejiga (%)	14,36	14,41	13,19
V70 recto (%)	14,96	22,51	4,03
V40 recto (%)	68,5	64,04	59,22
V50 cabezas femorales (%)	0	0	0,28

Con el método presentado se consigue un aumento considerable en la conformación de la dosis alrededor del PTV, cuantificada en una mejora mayor al 10% en el  $CI_{95}$ . Además, la reducción del volumen de recto que recibe dosis altas llega a ser de un 80%, consiguiendo reducciones mayores al 10% para dosis bajas. En cuanto al análisis de las dosis recibidas por otros órganos de riesgo se observa que la solución de clase aportada mejora las dosis recibidas por la vejiga en aproximadamente un 10%, no encontrándose diferencias significativas en las dosis recibidas por las cabezas femorales.

### Conclusiones

Haciendo uso del método presentado se consigue una importante reducción de dosis en el recto, aumentando notablemente la conformación de la dosis alrededor del volumen blanco.

## Radiocirugía estereotáxica no invasiva para malformaciones arteriovenosas

RODRÍGUEZ ROMERO, R.\* , CASTRO TEJERO, P., SÁNCHEZ RUBIO, P., NÚÑEZ MARTÍN, L., MEDRANO, J.C.

Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: rrodriguezro.hpth@salud.madrid.org

**Palabras clave:** frameless, malformacion arteriovenosa, radiocirugía, IGRT.

### Introducción

Históricamente se ha asociado la radiocirugía estereotáxica con sistemas invasivos de fijación-localización que garantizaran precisión submilimétrica para poder impartir altas dosis de radiación a volúmenes pequeños. El desarrollo de sistemas estereotáxicos no invasivos (sin marco, *frameless*) permiten un mayor confort del paciente sin comprometer la exactitud. La disponibilidad del sistema craneal *frameless* de BrainLAB para malformaciones arteriovenosas (MAV) es relativamente reciente. Se analizan los resultados preliminares de la precisión de posicionamiento de pacientes de MAV tratados con dicho sistema *frameless*.

### Material y métodos

Se realizaron las pruebas de aceptación del sistema *frameless* utilizando la cabeza del maniquí antropomórfico Rando para comprobar la correlación entre los estudios de imágenes TC y angiográficos colocando marcadores radiopacos en la superficie de la máscara termoplástica para determinar su grado de coincidencia. Para evaluar la reproducibilidad de posicionamiento del paciente respecto a la máscara se realizaron pruebas sobre un grupo de pacientes fijando marcadores en piel bajo la máscara.

En la fase de tratamiento, los pacientes fueron posicionados inicialmente utilizando el sistema infrarrojo, corrigiendo su posicionamiento en base a la fusión de las imágenes de reconstrucción radiológica digital (DRR) con las imágenes de rayos X estereoscópicas adquiridas para ángulo de mesa 0°. Se ha establecido por protocolo verificar las correcciones realizadas por la mesa robótica adquiriendo y fusionando con un nuevo juego de imágenes de rayos X. Para haces de tratamiento con giros de mesa superior a 45° se realizan verificaciones adicionales.

Los desplazamientos de catorce pacientes tratados de MAV sin marco, han sido analizados para estimar posibles errores sistemáticos, movimientos intrafracción y el error residual del sistema ExacTrac.

### Resultados y discusión

En las pruebas de aceptación las desviaciones obtenidas son inferiores a 1 mm excepto en el eje longitudinal, 1.5 mm, debido a la resolución espacial del estudio TC (habitualmente 2 mm de espesor de corte). En cuanto a la reproducibilidad del posicionamiento del paciente bajo la máscara, el error máximo encontrado es de 1 mm en el plano axial y 2 mm en el eje longitudinal siendo dependiente del tamaño de píxel y espesor de corte de la imagen TC.

La siguiente tabla muestra los desplazamientos registrados en la fase de tratamiento.

		DESVIACIONES EN EL TRATAMIENTO DE PACIENTES DE MAV (FRAMELESS)					
		Traslaciones (mm)			Rotaciones (grado)		
		Lateral	Longitudinal	Vertical	Lateral	Longitudinal	Vertical
POSICIONAMIENTO (inicial; mesa 0°)	Media	-0.68	0.00	-0.23	0.43	-0.03	0.09
	Desviación típica	0.55	0.77	0.51	0.46	0.49	0.73
	Máximo	0.30	1.18	0.71	1.01	0.98	1.65
	Mínimo	-1.52	-0.97	-0.85	-0.72	-0.79	-1.28
	Rango	1.82	2.15	1.56	1.73	1.78	2.93
INTRAFRACCIÓN (verificaciones durante el tratamiento)	Media	-0.05	-0.01	0.01	-0.06	0.09	-0.02
	Desviación típica	0.46	0.36	0.33	0.37	0.41	0.23
	Máximo	1.07	0.77	0.93	0.63	1.30	0.51
	Mínimo	-1.22	-0.84	-0.64	-0.95	-0.72	-0.58
	Rango	2.29	1.61	1.57	1.59	2.02	1.09
VERIFICACIÓN (post- corrección)	Media	-0.02	-0.02	0.07	0.02	0.00	-0.01
	Desviación típica	0.19	0.25	0.20	0.13	0.15	0.16
	Máximo	0.45	0.71	0.65	0.32	0.51	0.49
	Mínimo	-0.50	-0.49	-0.42	-0.28	-0.40	-0.30
	Rango	0.95	1.20	1.07	0.60	0.90	0.79

Los errores sistemáticos de posicionamiento son menores de 0.7 mm y 0.5 grados, mientras que los movimientos intrafracción y las discrepancias tras aplicar correcciones presentan valores inferiores a 0.1 mm y 0.1 grados siendo menor la dispersión de los datos de las verificaciones post-corrección (0.5 mm y 0.4° frente a 0.3 mm y 0.2°). El análisis de éstos datos permite estimar un error residual promedio menor de 0.1 mm  $\pm$  0.3 mm y 0.02°  $\pm$  0.16°.

### Conclusiones

El nuevo sistema de localización sin marco estereotáxico para imágenes de angiografía ha sido validado. Posibles diferencias espaciales entre las imágenes de angiografía y TC serían debidas a una fijación no adecuada del paciente (holgura y/o mal ajuste de la máscara), análogas a las que pueden ocurrir en el momento del tratamiento, por lo que serían comparables a los valores de IGRT obtenidos. En cualquier caso, las discordancias entre ambos estudios de imágenes pueden ser detectadas, cuantificadas y solventadas sin la premura que el uso de marco craneal supone. El sistema *frameless* de radiocirugía de BrainLAB permite controlar el posicionamiento del paciente en todo momento del tratamiento mientras que desplazamientos no esperados del marco estereotáxico pueden suceder siendo indetectables e incorregibles. Además, un sistema de radiocirugía no invasivo favorece el uso de técnicas de irradiación más complejas y precisas tales como IMRT ya que pueden ser diseñadas, planificadas y verificadas con suficiente antelación.



## Evaluación de la corrección dosimétrica por la presencia de la mesa de tratamiento en el planificador Eclipse

---

DÍAZ PASCUAL, V., VÁZQUEZ GALIÑANES, A., SANZ FREIRE, C.J.\*, COLLADO CHAMORRO, P., GÓMEZ AMEZ, J., MARTÍNEZ SÁNCHEZ, S., OSSOLA LENTATI, G.A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Logroño.

\* Correspondencia – C-e: csanz@riojasalud.es

**Palabras clave:** mesa de tratamiento, soporte, estructural, modelado de mesa, corrección por presencia de mesa.

### Introducción

Los planificadores de radioterapia modelan con gran precisión las características físicas del paciente y los haces de radiación que lo atraviesan; no obstante es habitual que dichos cálculos obvian la presencia de elementos como los inmovilizadores y la propia mesa de tratamiento. Si bien en la actualidad los inmovilizadores son razonablemente radio-transparentes como para aceptar tal aproximación, las estructuras de soporte pueden tener una influencia apreciable en la dosimetría. No suelen considerarse en el cálculo, al no estar incluidas en las imágenes CT. El presente trabajo utiliza el modelado de la mesa de tratamiento en el planificador para estimar su influencia dosimétrica.

### Material y métodos

- Planificador Eclipse v8.9.09 (Varian Medical Systems, Inc.)
- Matriz de cámara de ionización 2D-Array (PTW)
- Acelerador Lineal CLINAC 2100 C/D (VMS) con mesa de tratamiento Exact Couch (VMS)

El sistema de planificación Eclipse permite incluir ad hoc estructuras de soporte predefinidas.

Se ha simulado en Eclipse la influencia de las estructuras de soporte de la mesa de tratamiento Varian.

Se ha verificado la dosimetría con array de detectores 2D-array cambiando las posiciones de las barras estructurales de la mesa de tratamiento, para estimar la variación y compararla con la prevista por el planificador.

### Resultados y discusión

La influencia estimada del tablero en el planificador no alcanza el 1%.

La presencia de un rail de soporte en el campo de radiación atenúa más del 5% la dosis suministrada por dicho haz en condiciones clínicas; pudiendo superarse el 10% en condiciones desfavorables.

La ubicación incorrecta de las barras de soporte puede suponer diferencias de dosis superiores al 10% respecto al cálculo. En caso de planificadores que no incluyan la posibilidad de modelar la mesa de tratamiento, resulta muy aconsejable valorar la influencia de las estructuras de soporte a la entrada del paciente, especialmente los railes.

La diferencia encontrada entre la atenuación calculada en el planificador y la medida es inferior al 4% en la situación más desfavorable (rail dentro del campo a la entrada del paciente).

### Conclusiones

La presencia de la mesa de tratamiento en el campo de radiación puede afectar apreciablemente a la dosimetría, aunque habitualmente los sistemas de planificación no la consideran.

El sistema de planificador Eclipse modela de forma aceptable la presencia de estructuras de soporte en el haz de radiación. Sin embargo, resulta crítico garantizar el correcto posicionamiento de dichas estructuras de soporte respecto al modelado en el planificador.

Sería recomendable que los sistemas de planificación incluyeran la posibilidad de modelar las estructuras de soporte de la sala de tratamiento.

## Análisis de las desviaciones encontradas en la verificación de los tratamientos dinámicos de IMRT con el planificador XIO

MARTÍNEZ ORTEGA, J.\* , CASTRO TEJERO, P., QUINTANA PAZ, A.

Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: Jaime.martinez@salud.madrid.org

**Palabras clave:** IMRT, sliding window, control de calidad, dosimetría absoluta.

### Introducción

En la actualidad, la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) se ha convertido en una técnica estándar, ofreciendo excelentes resultados en diversas patologías.

La complejidad de esta técnica de tratamiento exige una verificación experimental de cada tratamiento, de modo que se compruebe que la diferencia entre la dosis calculada por el planificador y la que proporciona el acelerador esté dentro de unos límites tolerables.

En este trabajo, se recoge la experiencia acumulada desde la puesta en marcha de la técnica, analizándose las discrepancias obtenidas entre la dosis calculada y la dosis medida en el control de calidad.

### Material y métodos

La verificación experimental se realiza con el electrómetro PTW UniDos y cámara de ionización PTW PinPoint 3D, insertada en el maniquí ImRT (IBA Dosimetry).

Tanto los tratamientos como los planes destinados al control de calidad se planificaron con el sistema CMS XiO (Elekta), utilizando las versiones 4.40.00 y 4.60.00, operativa desde octubre de 2010.

Las medidas fueron realizadas en un acelerador Varian Clinac 21EX, con energía de 6 MV, empleando la técnica dinámica de IMRT (*sliding window*) en todos los casos.

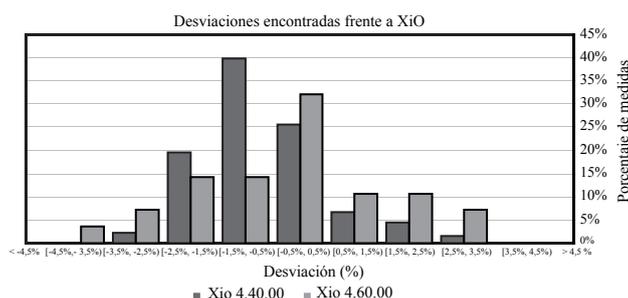
Se registran todas las desviaciones de la dosis puntual medida frente a la dosis calculada por el planificador desde el inicio de la técnica, en mayo de 2009.

### Resultados y discusión

En total, se recogieron 133 medidas de planes calculados con la versión 4.40.00 y 28 calculados hasta el momento con la nueva versión 4.60.00. Mientras que en el primer caso se observó un promedio de las desviaciones del -0,7%, con la versión 4.60.00 se obtiene una desviación promedio del -0,3%.

En la gráfica se observa que con la versión 4.40.00 la mayoría de las medidas están comprendidas en el intervalo entre el -1,5% y el -0,5%. La versión 4.40.00 introducía en algunos casos una sobreestimación de la transmisión de las láminas, problema que se soluciona a partir de la versión 4.50.00. Debido a esta sobreestimación, el planificador tendía a calcular menos unidades de monitor para depositar la misma dosis, y de ahí la discrepancia observada.

Sin embargo, tras la implantación de la versión 4.60.00, las medidas se centran en el intervalo [-0,5%, 0,5%), lo que apunta a una mejora en el algoritmo de cálculo.



### Conclusiones

Las mejoras introducidas en el cálculo de la dosis en IMRT a partir de la versión 4.50.00 de XiO, minimizan las discrepancias obtenidas entre la dosis medida y la dosis calculada en el control de calidad de pacientes.

## Determinación del movimiento prostático con el uso de marcadores fiduciaros y estructuras óseas mediante haz cónico tomográfico computarizado

JUAN-SENABRE, X.J.<sup>1\*</sup>, CONDE-MORENO, A.J.<sup>2</sup>, SANTOS-SERRA, A.<sup>1</sup>, LÓPEZ-TARJUELO, J.<sup>1</sup>, SÁNCHEZ-IGLESIAS, A.L.<sup>2</sup>, QUIRÓS-HIGUERAS, J.D.<sup>1</sup>, DE MARCO-BLANCAS, N.<sup>1</sup>, CALZADA-FELIU, S.<sup>1</sup>, FERRER-ALBIACH, C.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Serv. Radiofísica y Protección Radiológica. Instituto Oncológico. Consorcio Hospitalario Provincial de Castelló.

<sup>2</sup> Serv. Oncología Radioterápica. Instituto Oncológico. Consorcio Hospitalario Provincial de Castelló.

\* Correspondencia – C-e: xabyjuan@yahoo.es

**Palabras clave:** carcinoma prostático, marcadores fiduciaros, radioterapia guiada por la imagen (IGRT), tomografía computarizada de haz cónico (CBCT), incertidumbres de posicionamiento y de movimiento de órganos.

### Introducción

Determinar el movimiento de la próstata usando un registro 3D-3D de imágenes basadas en haz de kilovoltaje (kV) cónico tomográfico computarizado (CBCT) y analizar las incertidumbres asociadas al movimiento interno (“internal motion”) y al posicionamiento (“setup”) mediante dos métodos de fusión; el uso de marcadores fiduciaros como sustituto de la próstata y el uso de la estructura ósea pélvica. Con ello se calculará el margen CTV-PTV que se deberá aplicar.

### Material y métodos

Durante todo el proceso se adquirió imágenes kV CBCT diarias. Se implantó tres marcadores fiduciaros en la próstata de cada uno de los 22 pacientes diagnosticados con carcinoma prostático, estadios T<sub>1-3</sub>N<sub>0</sub>M<sub>0</sub>. Todos los pacientes son tratados siguiendo una dieta no flatulenta, la vejiga llena, el recto vacío, cojín bajo las rodillas y reposapiés. Se adquirieron imágenes CT de la pelvis de espesor 10 mm y reconstruidos a 3 mm.

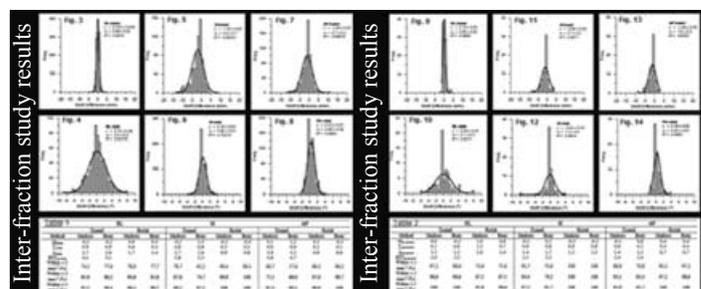
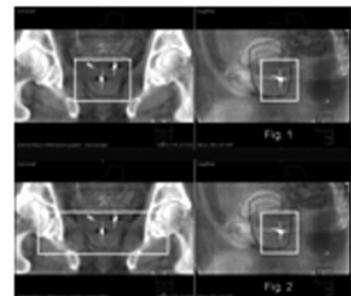
Las 5 primeras fracciones se adquirieron 2 CBCT aplicando corrección online, y luego se aplicó el protocolo SAL. Los primeros CBCT se analizaron para estudiar las incertidumbres interfacción (“setup errors”) y con los otros las incertidumbres intrafracción (“internal motion errors”). A continuación se determinó la variación interobservador. A lo largo del tratamiento se aplicó un procedimiento para verificar si los marcadores fiduciaros migraban, o no. El registro 3D-3D de imágenes sigue un criterio basado en escala de grises, que finalmente se afina mediante un ajuste manual, si lo requiere. El estudio está basado en la comparación de dos métodos según la definición del box. En el primero sólo se incluyen los marcadores fiduciaros (GM, fig. 1) y en el segundo parte de la estructura ósea pélvica (BS, fig. 2). Un total de 1550 CBCT fueron estadísticamente analizados, tanto traslaciones como rotaciones. Las incertidumbres arriba mencionadas permiten obtener el margen que se debe aplicar al CTV para obtener el PTV para ambos métodos, según expresiones actuales conocidas.

### Resultados y discusión

La variación interobservador según el método GM es del orden 3 veces superior a las encontradas en el método BS. El estudio intrafracción aporta un margen CTV-PTV de (2.0, 2.5, 2.4) mm en RL, SI y AP para el método GM; (2.3, 3.2, 2.4) mm en RL, SI y AP para el método BS. El estudio interfacción concluye un margen CTV-PTV de (4.1, 3.8, 4.8) mm en RL, SI y AP para el método GM; (4.1, 3.3, 4.7) mm en RL, SI y AP para el método BS (ver figs. 3-14, tablas 1-2).

### Conclusiones

El uso de CBCT es una herramienta precisa en IGRT. La mayor diferencia encontrada entre ambos métodos fue en SI y AP para traslaciones y en RL para las rotaciones. Los marcadores fiduciaros son útiles para determinar la posición de la próstata, estando probada su función como sustituto de la misma, aunque requiere de una técnica invasiva para su implante. Este estudio prueba que el uso de marcadores fiduciaros no mejora el margen final CTV-PTV, obteniéndose unos valores similares con ambos métodos. La explicación puede estar asociada a la alta variabilidad interobservador en el método GM y en los parámetros de adquisición CT. Por lo tanto usar la estructura ósea pélvica como referencia prostática es una interesante y simple método para obtener correcciones de posicionamiento.



## Impacto dosimétrico de la incertidumbre asociada a la posición de la fuente en braquiterapia de alta tasa de dosis de cáncer de próstata

GÓMEZ MARTÍN, C.\*, MARAVILLA LIMORTE, M., ALONSO IRACHETA, L., BÉJAR NAVARRO, M.J., CAPUZ SUÁREZ, A.B., COLMENARES FERNÁNDEZ, R., MORÍS PABLOS, R., ROT SANJUÁN, M.J.

Hospital Ramón y Cajal – Servicio de Oncología Radioterápica (Sección Radiofísica), Madrid.

\* Correspondencia – C-e: concha.gomez1@gmail.com

**Palabras clave:** braquiterapia, HDR, próstata, catéter, CT.

### Introducción

La braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR) se utiliza cada vez más en el tratamiento de cáncer de próstata, de manera exclusiva o complementaria a la radioterapia externa. En nuestro centro se realiza esta técnica desde mayo del 2008 con 36 implantes realizados hasta la fecha sobre un total de 29 pacientes.

De entre las características terapéuticas de la braquiterapia intersticial destaca el hecho de que los aplicadores de tratamiento se sitúan dentro del volumen blanco siguiendo su movimiento, así como la rápida caída de la dosis alrededor del implante y, por lo tanto, la menor dosis en el tejido sano circundante en comparación con otros métodos, reduciendo la toxicidad. Sin embargo, debido al alto gradiente de dosis, la influencia dosimétrica de la incertidumbre en la posición de la fuente en cada una de las paradas programadas puede ser alta. A esta incertidumbre contribuyen: el espesor de corte utilizado al realizar la adquisición de imágenes de tomografía computarizada (TC), el movimiento de recto y vejiga durante el tratamiento, el movimiento del implante por desplazamiento del paciente desde el quirófano a la unidad de tratamiento (si se produjera) y la tolerancia en la exactitud del posicionamiento de la fuente.

El objetivo del presente trabajo es cuantificar la repercusión dosimétrica, tanto en próstata como en órganos de riesgo, asociada a esta incertidumbre.

### Material y métodos

El estudio se basa en 14 implantes practicados con vectores rígidos (agujas) en un conjunto de 8 pacientes.

El tratamiento se llevó a cabo con la unidad de carga diferida microSelectron-HDR (v3) remote afterloading device (Nucletron-Oldelft) (micro Selectron Digital). El sistema de planificación de los tratamientos de braquiterapia fue Oncentra MasterPlan version 3.3 SP2.

Para la dosimetría clínica se pinta como volumen blanco la próstata y como órganos de riesgo el recto y la uretra.

Los parámetros analizados para evaluar la calidad de la dosimetría son: volumen de próstata que engloba la isodosis del 100% (V100%) y las isodosis que cubren el 99% y 90% del target (D99% y D90%). Para los órganos de riesgo, recto y uretra, se recogen los valores de la dosis en los volúmenes de 1 y 2 cm<sup>3</sup> para el recto y del 1% y 2% del volumen de la uretra. Para cuantificar los cambios que se producen en la dosimetría al variar la posición de la fuente, se recogen los parámetros descritos en el párrafo anterior que se alcanzan al planificar el tratamiento original y se comparan con los que se obtienen al variar la posición longitudinal de las agujas; ésto se consigue en el planificador cambiando la distancia que hay, desde el final del catéter hasta la primera posición activa de la fuente, “offset”.

La variación del offset se hace de forma sistemática (todas las agujas) y aleatoria (desplazamiento diferente para cada aguja), y hasta un máximo de 10 mm en sentido tanto craneal como caudal.

### Resultados y discusión

La tabla muestra las máximas diferencias, así como la media y la desviación estándar, obtenidas mediante las variación del offset en ambos sentidos de manera sistemática (positivo si disminuimos el offset situándose la fuente en una posición más craneal que la programada, negativo si la fuente se sitúa en posición más caudal) a intervalos de 1 mm hasta un máximo de 10 mm.

También muestra los resultados obtenidos al realizar desplazamientos aleatorios de hasta 5 mm.

A falta de completar el estudio con más pacientes, el análisis muestra que la repercusión de los desplazamientos aleatorios sobre los parámetros dosimétricos es menos importante que la de los sistemáticos, además en la dosimetría de braquiterapia de alta tasa de próstata, la incertidumbre en la posición de la fuente puede producir variaciones de hasta un 18% en el V100% y un 32% en el D90% cuando se modifica el offset 5 mm de manera sistemática en sentido caudal, y de hasta un 40% en el V100% y un 55% en el D90% cuando se modifica el offset 10 mm en el mismo sentido.

$\Delta$ Offset (mm) (sistemáticos)	$\Delta V100$ (%)		$\Delta D 99$ (%)		$\Delta D 90$ (%)		$\Delta R1$ cc		$\Delta R2$ cc	
	MAX	MEDIA $\pm$ 1SD	MAX	MEDIA $\pm$ 1SD	MAX	MEDIA $\pm$ 1SD	MAX	MEDIA $\pm$ 1SD	MAX	MEDIA $\pm$ 1SD
1	2.3	0.9 $\pm$ 0.8	5.6	2.6 $\pm$ 1.8	5.1	1.7 $\pm$ 1.8	3.4	1.4 $\pm$ 0.8	3.6	1.5 $\pm$ 1.0
-1	2.6	1.4 $\pm$ 0.9	5.8	3.4 $\pm$ 1.8	6.3	3 $\pm$ 2	4.8	1.6 $\pm$ 1.3	4.9	1.6 $\pm$ 1.2
2	4.3	1.7 $\pm$ 1.4	11.5	5 $\pm$ 4	7.8	3 $\pm$ 3	6.5	2.8 $\pm$ 1.7	6.6	3.0 $\pm$ 1.8
-2	5.7	2.8 $\pm$ 1.9	11.9	6 $\pm$ 3	13.0	5 $\pm$ 5	6.3	2.8 $\pm$ 1.0	6.4	2.8 $\pm$ 1.7
3	5.8	2 $\pm$ 2	17.3	8 $\pm$ 6	10.2	4 $\pm$ 3	9.1	4 $\pm$ 2	9.2	4 $\pm$ 2
-3	9.3	5 $\pm$ 3	17.5	10 $\pm$ 5	19.6	8 $\pm$ 7	9.3	4 $\pm$ 3	8.8	4 $\pm$ 2
4	6.6	3 $\pm$ 2	21.0	10 $\pm$ 8	11.9	5 $\pm$ 4	12	5 $\pm$ 3	12.3	6 $\pm$ 3
-4	13.5	6 $\pm$ 4	23.1	14 $\pm$ 6	26.1	11 $\pm$ 9	12.5	5 $\pm$ 3	11.9	5 $\pm$ 3
5	8.5	4 $\pm$ 3	22.6	11 $\pm$ 8	15.5	6 $\pm$ 5	14.8	7 $\pm$ 3	14.6	7 $\pm$ 4
-5	17.8	8 $\pm$ 5	28.2	18 $\pm$ 7	31.9	14 $\pm$ 11	15.7	7 $\pm$ 4	14.9	7 $\pm$ 4
6	10.9	5 $\pm$ 3	27.4	13 $\pm$ 8	21.6	8 $\pm$ 6	16.9	8 $\pm$ 4	16.6	8 $\pm$ 4
-6	22.3	12 $\pm$ 6	32.8	23 $\pm$ 6	37.5	21 $\pm$ 11	18.8	8 $\pm$ 5	17.8	8 $\pm$ 4
8	15.2	6 $\pm$ 4	35.5	17 $\pm$ 8	32.8	11 $\pm$ 9	19.9	11 $\pm$ 5	19.3	11 $\pm$ 5
-8	31.2	18 $\pm$ 7	41.0	31 $\pm$ 6	47.1	32 $\pm$ 11	25.0	10 $\pm$ 7	23.7	10 $\pm$ 6
9	17.1	7 $\pm$ 5	38.7	18 $\pm$ 10	37.0	13 $\pm$ 11	20.5	12 $\pm$ 6	19.8	12 $\pm$ 5
-9	35.4	21 $\pm$ 8	44.6	34 $\pm$ 7	51.3	37 $\pm$ 11	28.4	11 $\pm$ 6	27.2	12 $\pm$ 7
10	18.8	9 $\pm$ 6	41.2	20 $\pm$ 13	40.5	17 $\pm$ 12	22.3	13 $\pm$ 6	21.2	14 $\pm$ 5
-10	39.6	24 $\pm$ 8	48.2	37 $\pm$ 7	55.0	41 $\pm$ 10	32.0	13 $\pm$ 9	31.0	13 $\pm$ 8
$\Delta$ Offsety (mm) (aleatorios hasta 5 mm)	5.3	1.7 $\pm$ 1.4	7.7	4 $\pm$ 2	7.8	3 $\pm$ 3	5.9	2.0 $\pm$ 1.6	6.0	2.1 $\pm$ 1.5

### Conclusiones

Al producirse cambios significativos en los parámetros que determinan la calidad de la dosimetría, se debe valorar la posibilidad de emplear métodos que contribuyan a la reducción de las incertidumbres, como puede ser la disminución del espesor de corte en la adquisición de imágenes de TC o la utilización de mesas “transfer” para minimizar el movimiento del implante dentro del paciente en su traslado desde el quirófano a la unidad de tratamiento.

## **Verificación de dosis absorbida en los tratamientos de SBRT de pulmón**

---

GONZÁLEZ GONZÁLEZ, J.\* , MODOLELL FARRÉ, I.

Servicio de Radioterapia, CAPIO Hospital General de Cataluña, Sant Cugat del Vallès, Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: jgg@hgc.es

**Palabras clave:** verificación de dosis, dosimetría, SBRT, heterogeneidad, incertidumbre.

### **Introducción**

La técnica radioterápica de estereotaxia hipofraccionada aplicada al pulmón, también conocida como SBRT de pulmón, es una técnica que irradia volúmenes pequeños a altas dosis utilizando haces de fotones, habitualmente no coplanarios, con energías de 6 y 15 MV. Debido a las incertidumbres asociadas al cálculo dosimétrico de campos pequeños en medios heterogéneos surge la necesidad de verificar la dosis absorbida.

### **Material y métodos**

El sistema de planificación empleado fue XIO, versión 4.40, de CMS(ELEKTA), usando el algoritmo de superposición. Para las medidas de dosis se empleó el maniquí I<sup>m</sup>RT Phantom (con láminas de corcho para simular tejido pulmonar), las cámaras de ionización tipo compacta modelo CC04 y tipo Farmer, modelo FC65-G, y el electrómetro modelo Dose 1 Dosimeter todo ello de IBA Dosimetry. Se han realizado verificaciones en 10 pacientes. Una vez realizado el cálculo dosimétrico del tratamiento en el paciente real, se exporta la planificación al maniquí en el que se han substituido un conjunto de láminas de material RW3 por láminas de corcho. Se calcula la dosis absorbida en el isocentro. Se posiciona el maniquí en el acelerador con la cámara en el inserto de material RW3 situado en el isocentro. Se realizan las exposiciones en posición de tratamiento y se miden las dosis absorbidas. Se comparó tanto la dosis total en el isocentro como las contribuciones individuales de cada haz.

### **Resultados y discusión**

Los resultados obtenidos en las medidas realizadas muestran que en un 76% de los haces analizados la desviación respecto a los resultados calculados se encuentra en un intervalo del  $\pm 1.5\%$ , y el 39% en el intervalo de del  $\pm 0.5\%$ . La desviación máxima hallada fue de un 4.4% y en menos de un 10% de los haces medidos la desviación supero el 3%. El análisis de estos casos muestra que corresponden a orientaciones de los haces de tratamiento que intersectan parcial o totalmente con la mesa, no todas con el mismo espesor efectivo, dándose además la circunstancia que el sistema de planificación no simula la mesa de tratamiento del acelerador.

En todos los casos la dosis total al isocentro de tratamiento presento una desviación inferior al 1.4%, siendo el valor promedio de -0.5% .

### **Conclusiones**

En la implementación de esta técnica que implica la utilización de campos en condiciones de cálculo extremas para el sistema de planificación es recomendable verificar la exactitud de la dosis calculada. El procedimiento empleado en el presente trabajo es de fácil implementación sin necesidad de emplear equipamiento que no este disponible ya para las verificaciones de IMRT.

Las desviaciones obtenidas muestran la excelente capacidad del algoritmo de cálculo para modelizar heterogeneidades de baja densidad, dando resultados similares a los que se pueden obtener en la verificación de campos convencionales en medios homogéneos.

Las verificaciones realizadas, y sus resultados, nos permiten asegurar el correcto tratamiento de los pacientes tributarios de esta técnica.

El análisis de las desviaciones máximas permite concluir que es importante disponer de la posibilidad de incluir la mesa de tratamiento en el sistema de planificación.



## Modelo experimental para la determinación de la dosis periférica de neutrones en pacientes de radioterapia

EXPÓSITO, M.R.<sup>1,\*</sup>, TERRÓN, J.A.<sup>2</sup>, BARQUERO, R.<sup>3</sup>, DOMINGO, C.<sup>4</sup>, GARCÍA-FUSTÉ, M.J.<sup>4</sup>, AMGAROU, K.<sup>4</sup>, GÓMEZ, F.<sup>5</sup>, LAGARES, J.I.<sup>6</sup>, SÁNCHEZ-DOBLADO, F.<sup>1,2</sup>.

<sup>1</sup> Dpto. de Fisiología M. y Biofísica, Univ. Sevilla.

<sup>2</sup> Hospital U. V. Macarena, Sevilla.

<sup>3</sup> Hospital Río Hortega, Valladolid.

<sup>4</sup> Dpto. de Física, Univ. Autónoma de Barcelona.

<sup>5</sup> Dpto. de Física de Partículas, Univ. Santiago Compostela, Santiago de Compostela.

<sup>6</sup> Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT), Madrid.

\* Correspondencia – C-e: mtromero@us.es

**Palabras clave:** fotoneutrones, dosis periférica, dosis equivalente en órgano, detector digital.

### Introducción

Recientemente, la preocupación por el desarrollo de segundos cánceres radioinducidos se ha incrementado y, según la publicación 103 de la ICRP, las dosis periféricas recibidas por los pacientes de radioterapia se deben disminuir tanto como sea posible. Esto se debe principalmente a estudios epidemiológicos que muestran una incidencia superior de los mismos en pacientes de radioterapia comparada con los pacientes sometidos a un tratamiento diferente. Así, es importante conocer la dosis periférica que recibe el paciente durante el tratamiento. Sobre esta dosis periférica influyen tanto los fotones presentes fuera del volumen delimitado para el tratamiento como los neutrones que pueden originarse en los elementos del acelerador y de la sala. Mientras que los procedimientos establecidos permiten evaluar de una forma razonable las dosis periféricas debidas a fotones, estos procedimientos son inexistentes para el caso de neutrones. Por este motivo, para asignar las dosis neutrónicas, se han realizado principalmente aproximaciones basadas en la determinación de dosis ambiental en algún punto cercano al paciente. En este trabajo se presenta un nuevo procedimiento que permite la determinación en tiempo real de las dosis en órgano.

### Material y métodos

El modelo se basa en las medidas realizadas en un maniquí antropomórfico y la lectura de un detector digital, desarrollado en el marco de un proyecto de investigación más general, que pretende abordar la problemática sobre el incremento de riesgo radiológico de pacientes sometidos a radioterapia. Este modelo calcula en tiempo real las dosis equivalentes en órgano de los pacientes. Estas dosis se han inferido a partir de los equivalentes de dosis en 16 puntos dentro del maniquí. La asignación de dosis a órgano se realizó empleando el maniquí de Cristy-Eckermann como referencia. Además de las dosis equivalentes, el modelo calcula la dosis efectiva y las estimaciones de riesgo empleando la metodología de la ICRP. Se ha incluido el cálculo del equivalente de dosis ambiental con propósitos de comparación. El modelo se ha implementado en un programa en Visual Basic y ha hecho posible la evaluación de más de 1000 pacientes sometidos a una gran diversidad de tratamientos en 40 instalaciones diferentes, gracias a la colaboración de multitud de radiofísicos y técnicos.

### Resultados y discusión

Las dosis neutrónicas periféricas recibidas por cada paciente fueron evaluadas empleando el detector digital colocado dentro de la sala de tratamiento y con el modelo implementado. La gran cantidad de pacientes hace posible recorrer una amplia variedad de patologías, estrategias de tratamiento para la misma patología y modelos de acelerador. Todos ellos son factores de los que depende la dosis. Se ha encontrado un incremento de la dosis para aceleradores de alta energía. El fabricante del acelerador también es un factor importante. Las dosis aumentan en los aceleradores Varian. Además se ha encontrado una relación lineal entre la dosis y el número de unidades monitor (UM). Esto es importante en el caso de tratamientos de IMRT donde el número de UM puede incrementarse hasta 10 veces. Como ejemplo, en un tratamiento de pulmón en un acelerador Varian Clinac de 15 MV, la dosis equivalente en la tiroides es alrededor de 0,8 mSv mientras que en la vejiga, de 9 mSv.

### Conclusiones

Se ha presentado un procedimiento que permite la evaluación de dosis neutrónicas en pacientes de forma sencilla, que además, es fácilmente aplicable en la clínica, permitiendo medidas en tiempo real. La información que proporciona puede ser útil para completar la dosimetría del paciente en la evaluación del tratamiento óptimo.

## Establecimiento de niveles de acción para el control de calidad de IMRT con panel plano: experiencia con el algoritmo iGRiMLO

GONZÁLEZ, V.\* , DE LOS DOLORES, V., PASTOR, V., MARTÍNEZ, J., GIMENO, J., GUARDINO, C., CRISPÍN, V.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Fundación Instituto Valenciano de Oncología. 46009. València.

\* Correspondencia – C-e: fisica@fivo.org

**Palabras clave:** dosimetría portal, EPID, IMRT.

### Introducción y objetivos

Se ha utilizado el algoritmo iGRiMLO programado en nuestra institución para la verificación individual de planes de tratamiento de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) *step and shoot* mediante dosimetría portal pretratamiento de no transmisión, disparando el plan directamente sobre un dispositivo de imagen portal (EPID) de un panel plano de silicio amorfo. Se estudió mediante el test gamma el acuerdo entre la dosis predicha por el planificador y los mapas de dosis que el algoritmo iGRiMLO ha calculado a partir de las imágenes portales en formato DICOM de todos los campos de tratamiento. A partir de los parámetros gamma medio ( $\gamma_{med}$ ) y el porcentaje del área del campo con un valor gamma menor que 1.0 ( $\gamma_{%<1}$ ) establecimos niveles de acción basados en medias y en desviaciones estándar.

### Material y métodos

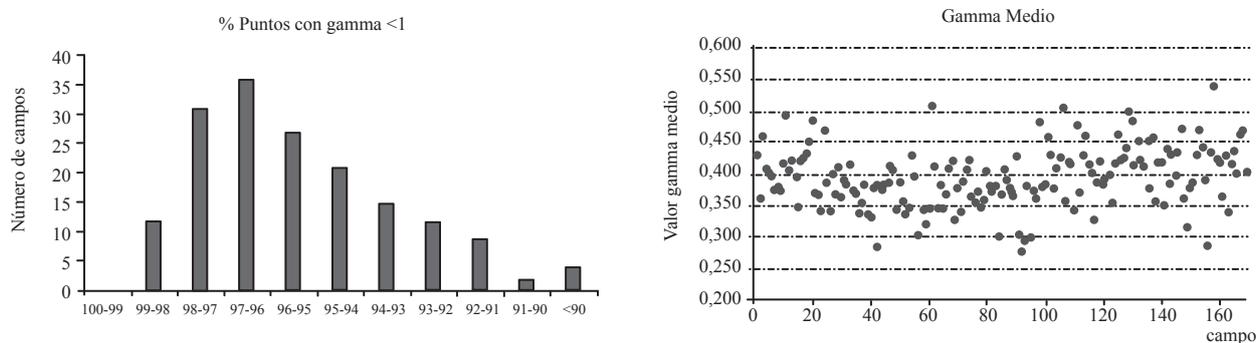
Las medidas se realizaron con un acelerador ONCOR Expresión (Siemens) con un colimador multiláminas (MLC) de 82 láminas. Todos los tratamientos de IMRT se realizaron con fotones de energía de 6 MV utilizando la técnica *step-and-shoot*. El EPID utilizado es un OptiVue AG9 de 40.4 cm x 40.4 cm, con una resolución de 1024 x 1024 píxeles. Éste se posicionó con los detectores a 140 cm de la fuente.

El algoritmo iGRiMLO se programó con el software MATLAB 7.1. En su calibración, se corrige el efecto de la distinta sensibilidad de los píxeles y del aplanamiento del perfil de cada segmento debido a los filtros que aplica el sistema de imagen en un solo paso utilizando imágenes de flood field. El algoritmo iGRiMLO corrige los efectos de *ghosting* (que comprenden el retraso en la lectura de la señal y el cambio en la ganancia del panel); ajustando con 7 variables su efecto con una triple exponencial que depende del tiempo de exposición  $G(t) = A_0 - A_1 \exp(-r_1 t) - A_2 \exp(-r_2 t) - A_3 \exp(-r_3 t)$ . Después se le aplica una calibración lineal, que relaciona el nivel de gris de cada píxel con la dosis absorbida a 5 cm de profundidad en agua a la misma distancia de 140 cm. Por último, se corrige la diferente respuesta que proporciona el EPID frente a la que presentaría una cámara de ionización en función del tamaño de campo equivalente (TCE); modelada con una función del tipo  $OF(TCE) = [a \ln(TCE) + b]^{-1}$ .

Se comparó 169 mapas de dosis generados por iGRiMLO correspondientes a 25 pacientes de cabeza y cuello con los predichos por el planificador XiO de CMS sobre un maniquí de agua situado a SSD=135 cm y 5 cm de profundidad. Se evaluó con la función gamma (3% dosis - 3 mm). Los segmentos que constituyen cada campo oscilan entre 10 y 29; con una media de 19. El algoritmo iGRiMLO realiza las correcciones anteriores a todos los segmentos de cada campo de forma automatizada y se encarga también de hacer el test gamma; sin tener que recurrir a ningún *software* externo.

### Resultados y discusión

Los valores medios y la desviación estándar de los parámetros analizados son  $\gamma_{med} = 0.39 \pm 0.05$  y  $\gamma_{%<1} = 95.3\% \pm 2.2\%$ . De los 338 parámetros estudiados; 11 (3%) tienen un valor alejado más de dos desviaciones estándar de la media y 3 (1%) se encuentran con un valor más allá de tres desviaciones estándar. En la siguiente gráfica se encuentra un resumen de los resultados:



Se ha definido el nivel de acción a dos desviaciones estándar de la media de estos datos; es decir,  $\gamma_{med} < 0.49$  y  $\gamma_{%<1} > 90.9\%$ .

### Conclusiones

Se concluye que el establecimiento de estos niveles de acción es una herramienta útil para sistematizar la evaluación del control de calidad en IMRT.

Nuestra experiencia muestra que para aquellos campos que se exceden de las tolerancias, una recalibración del MLC es suficiente para corregir su valor al repetir la verificación.



## Procedimiento de cálculo de dosis absorbida en tumor y médula roja en pacientes sometidos a terapia metabólica con I-131 MIBG

GOMEZ, C.<sup>1</sup>, MARAVILLA, M.<sup>1</sup>, ALONSO, L.<sup>1</sup>, BARQUERO, R.<sup>2</sup>, FERRER, N.<sup>1\*</sup>, SASTRE, J.M.<sup>1</sup>, ARRANZ, L.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> S. Radiofísica y PR, H. U. Ramón y Cajal, Madrid.

<sup>2</sup> S. Radiofísica y PR, H. U. Río Hortega, Valladolid.

\* Correspondencia – C-e: nferrer.hrc@salud.madrid.org

**Palabras clave:** cuantificación en gammacámara, terapia I-131, dosimetría paciente MN.

### Introducción

La determinación de la dosis absorbida por los pacientes en terapias sistémicas con radiofármacos es esencial para analizar la respuesta tumoral a las dosis absorbidas (eficacia terapéutica), para poder evaluar la toxicidad inducida en los tejidos no dañados por la enfermedad y para la planificación del tratamiento. Por otro lado cada vez es más frecuente que pacientes a los que se les ha aplicado radioterapia externa se les trate después con terapia metabólica por lo que es necesario disponer de un procedimiento de cálculo de la dosis al tumor asociada a esta terapia.

En este trabajo proponemos un procedimiento para estimar la dosis absorbida en tumores no endocrinos en pacientes a los que se les administra Meta iodobencilguanidina (MIBG) marcada con I-131.

### Material y métodos

Gammacámara, INFINIA HAWKEYE 4, de doble cabezal con colimadores de alta energía. Paciente con neuroblastoma en parte superior de pierna izquierda, tratada i.v. con 7400 GBq de I-131. Se determinan las constantes efectivas corporal y tumoral mediante el procedimiento desarrollado por el grupo de trabajo de la SEFM, basado en medidas de exposición externa en torno al paciente efectuadas durante su estancia hospitalaria (5 días) y el día 11 con cámara de ionización RAM IOM 4-0042 de ROTEM. La actividad captada en tumor se obtiene también con el método de las imágenes conjugadas AP y PA adquiridas el día 11 tras la administración según procedimiento de Thomas et al (Med Phys 1976:3253-255). El método resumido de forma secuencial es: 1) Cuantificación de actividad captada en tumor el día 11 mediante el método de la imagen conjugada en gammacámara, o a partir de la medida de  $H^*(10)$  a 1 metro del paciente. 2) Determinación de constantes efectivas corporal y tumoral. 3) Determinación del volumen del tumor mediante imágenes AP y PA en Gammacámara. 4) Estimación del factor de conversión S de dosis en tumor por cada desintegración en tumor, interpolando para el tamaño del tumor de las tablas MIRD (Synder 1975). El valor correspondiente S de dosis en cuerpo entero por cada desintegración en cuerpo entero es  $2.68 \cdot 10^{-6}$  Gy/(MBq-h) (Synder, 1975). 5) Cálculo de la actividad acumulada tumoral y corporal y 6) Cálculo de la dosis absorbida en tumor y en cuerpo entero como estimador de la dosis recibida en médula roja.

### Resultados y discusión

1. Cuantificando en las imágenes adquiridas el día 11 tras la administración, se obtiene un valor de actividad en tumor de 239 MBq (6.46 mCi) y a expensas de  $H^*(10)$  a 1 metro del paciente medida el mismo día, 100 MBq (2.72 mCi)
2. De las medidas de  $H^*(10)$  en torno al paciente obtenidas los días 1 a 5 y 11 tras administración se obtienen valores de las constantes de eliminación de  $0.17 \text{ d}^{-1}$  y  $0.58 \text{ d}^{-1}$  para tumor (T) y cuerpo entero ©, respectivamente.
3. El volumen del tumor estimado en imágenes AP y PA es de  $532 \text{ cm}^3$ .
4. Interpolando valores MIRD se obtiene un factor  $S_{T \rightarrow T}$  de  $2.34 \cdot 10^{-3}$  Gy/(MBq-h)
5. La actividad acumulada en tumor se estima en  $1.71 \cdot 10^5$  MBq-h, y en cuerpo entero  $5.33 \cdot 10^5$  MBq-h.
6. Las dosis absorbidas en tumor y en médula roja se estiman en  $328 \pm 134$  Gy y  $1.33 \pm 0.14$  Gy, respectivamente.

El valor presentado de dosis en tumor representa el promedio efectuado entre el resultado obtenido con imagen conjugada (438 Gy) y el obtenido utilizando el valor medido de  $H^*(10)$  a 1 metro del paciente, (218 Gy). Ambos procedimientos están basados en la predicción del contenido de radiactividad en una estructura corporal interna a partir de la medida externa con un detector de radiación, en un caso un contador de centelleo de sensibilidad planar conocida, y en el otro una cámara de ionización calibrada en unidades H. Los dos métodos se basan en la medida de la fluencia fotónica que alcanza el detector, es decir de la fluencia transmitida a través del cuerpo del paciente que se emite desde la actividad existente en las regiones fuente (corporal y tiroidea) y esta medida está sujeta a múltiples variables de influencia que se traducen en una gran incertidumbre, como refleja en el resultado presentado.

Por otra parte, el valor presentado de dosis en médula roja se obtiene promediando el resultado correspondiente al producto de actividad corporal acumulada por el factor  $S_{c \rightarrow c}$  de arriba, y el obtenido con la expresión recogida en el procedimiento del grupo de trabajo de la SEFM. A pesar de que éste último es mucho más complejo y contiene un gran desarrollo analítico, ambos valores son muy parecidos, con una desviación típica entre ellos de tan solo del 11%.

### Conclusiones

El método presentado, permite estimar la dosis absorbida en tumor y en médula roja en cada paciente tratado con MIBG con I-131, y tiene 2 ventajas importantes. Por una parte, se evita el uso reiterado de la gammacámara para estudiar la evolución de actividad, lo que conlleva problemas de saturación de imagen con altas actividades e impide la optimización del tiempo-coste de máquina. Por otra parte, se evitan las molestias al paciente asociadas a las sucesivas extracciones de muestras sanguíneas, que serían necesarias en el caso de utilizar el método tradicional de estimación de dosis en médula roja a partir de la actividad medida en sangre.

El mayor inconveniente del método es el de las relativamente altas incertidumbres asociadas a la cuantificación de actividad, por lo que debe de continuarse trabajando para su optimización.

## Estudio y caracterización de matrices de detectores para verificación dosimétrica de radioterapia, análisis de las soluciones comerciales

---

GAGO ARIAS, A.\* , BRUALLA GONZÁLEZ, L., GÓMEZ RODRÍGUEZ, F., GONZÁLEZ CASTAÑO, D.M., PARDO MONTERO, J., LUNA VEGA, V., MOSQUERA SUEIRO, J., SANCHEZ GARCIA, M.

Grupo de Investigación en Radiofísica, Universidad de Santiago de Compostela, Lugo.

\* Correspondencia – C-e: mariaarace.gago@rai.usc.es

**Palabras clave:** verificación dosimétrica, radioterapia de intensidad modulada, cámaras de ionización.

### Introducción

La modalidad de radioterapia de intensidad modulada (IMRT), extendida en España los últimos años, requiere una minuciosa caracterización de las máquinas y una cuidadosa planificación. La complejidad inherente a la cadena radio-terápica hace necesaria una comprobación experimental del tratamiento, convirtiendo la verificación dosimétrica en un paso rutinario del control de calidad [1].

Este trabajo presenta un estudio comparativo sobre las matrices de detectores desarrolladas por distintas casas comerciales ante la demanda de dispositivos que agilicen el proceso de verificación. Se analizará el efecto de la respuesta espacial de los distintos detectores en la medida de distribuciones de dosis, modelizando la misma y analizando la capacidad de las matrices para detectar variaciones de fluencia en un tratamiento. El estudio realizado abarca la matriz de diodos Mapcheck2 de Sunnuclear y las matrices de cámaras de ionización de aire, PTW729 de PTW Freiburg y MatriXX de Iba dosimetry.

### Materiales y métodos

La influencia del tipo de detector empleado en las distintas matrices, así como su tamaño y forma, es estudiada en terminos de la función de respuesta espacial del detector (FRE), esto es, el cambio de respuesta en un detector al escanear éste con un haz incidente tipo pincel.

La FRE de los detectores de las matrices fue medida en calidad de Co60 y en un Siemens Mevatron Primus en la modalidad de 6 MV. Alternativamente se obtuvo la FRE mediante cálculo Monte Carlo, reproduciendo las medidas experimentales.

La medida de los detectores de las matrices ante una fluencia incidente dada puede ser entonces obtenida a partir de la convolución de la FRE con la distribución de fluencia de energía. Este procedimiento se validó comparando, en términos de la función gamma [2], perfiles de campos de radiación medidos con diodo de electrones y convolucionados con la FRE con la medida registrada por las matrices para esos campos.

Con vistas a facilitar la simulación de la medida obtenida por las matrices de detectores en distintas situaciones se procedió a desarrollar una función sencilla de tipo trapezoidal o gaussiano con efecto análogo al de la FRE calculada. Esta metodología permite analizar el efecto de la FRE del detector en la medida de distribuciones de dosis con distintos gradientes.

Por otra parte, la capacidad de las matrices para detectar variaciones de fluencia en un tratamiento fue analizada irradiando las matrices con una incidencia de un tratamiento de IMRT en un Siemens Primus y comparando esta medida con la obtenida al someter la incidencia a pequeñas variaciones: desplazamientos de 0.5 cm en alguna lámina o cambios en las Unidades de Monitor de alguno de los segmentos.

### Resultados y discusión

La FRE de los detectores empleados en las distintas matrices difieren sustancialmente, exhibiendo una anchura a mitad de altura de 0.83 mm en el caso de los diodos, 7.05 mm en el caso del PTW729 y 6.38 mm para el MatriXX.

Además, la FRE de las cámaras de ionización presenta un pico a la distancia de la pared de la cámara, debido al transporte de partículas cargadas en el material que rodea la cavidad, mostrado en trabajos previos sobre el PTW729 [3].

La medida de las matrices de detectores ante campos de radiación de 1.8x1.8, 4.2x4.2 y 8x8 cm<sup>2</sup>, en un Siemens Primus en modalidad de 6MV, fue comparada en las direcciones longitudinal y transversal con la convolución de las FRE con los perfiles medidos con diodo de estos campos. La función gamma resultante arroja valores que permiten validar la metodología, obteniendo un 100% de aceptación para tolerancias por encima de 1%, 1 mm en el caso de campos de 1.8x1.8 y 4.2x4.2 cm<sup>2</sup>, y aceptaciones por encima de un 95% para el campo de 8x8 cm<sup>2</sup> y esas tolerancias.

La capacidad de las matrices de detectar variaciones de fluencia en el tratamiento resultó muy parecida en las tres matrices para los casos estudiados. El espaciado entre detectores de 1 cm en la matriz PTW729, comparada con los 0.7 cm del Mapcheck2, es compensado por el mayor área sensible de las cámaras de ionización, que le permite detectar cambios en el mapa de fluencia en un área efectiva mayor.

## Conclusiones

Las propiedades de las matrices de detectores, condicionadas por el tamaño, tipo y espaciado entre detectores, es estudiado a partir de la FRE, siendo posible obtener la medida de la matriz a partir de la convolución de esta FRE con la distribución de fluencia de energía que incide sobre el dispositivo. Una caracterización del comportamiento de la matriz resulta de interés para estudiar las limitaciones de los distintos dispositivos para la medida de distribuciones de dosis con gradientes importantes como las que se pueden encontrar en los tratamientos de IMRT.

La capacidad de las matrices para detectar cambios en un tratamiento depende no sólo de la fidelidad con que los detectores reproducen la distribución de dosis, si no de la fracción de área sensible que el dispositivo abarca. Las matrices estudiadas presentaron capacidades comparables de detección para los cambios analizados en este trabajo.

## Referencias

- [1] Estro Physics Booklet9, Guidelines for the Verification of IMRT.
- [2] Low, D.A., Harms, W.B., Mutic, S., Purdy, J.A. (1998) *Med Phys.* 25(5):656–61.
- [3] Poppe, B., Blechschmidt, A., Djouguela, A., et al. (2006) *Med Phys.* 33(4):1005–15.

## Tratamientos de radioterapia convencional (planificación directa) de cabeza y cuello con fotones para sistema de planificación XiO (cms) y acelerador Siemens Primus: propuesta de protocolo de planificación, dificultades encontradas, “trucos” prácticos y posibles modificaciones de la “class solution”

SÁEZ, F.\* , BENITO, M.A., SÁEZ, M.

Servicio de Radiofísica del Complejo Asistencial de Zamora.

\* Correspondencia – C-e: fsaezb@saludcastillayleon.es

**Palabras clave:** ICRU, segmentos. Dosis Biológica equivalente (DBE), QUANTEC, campos de posicionamiento.

### Introducción

En nuestro Servicio se han empezado a hacer tratamientos de cabeza y cuello sólo con fotones a partir del año 2009. La técnica escogida consta de 10 giros distintos de Gantry con diferentes giros de mesa. En este artículo se propone un protocolo de planificación para sistematizar el proceso, para un Planificador XiO y con un Acelerador Primus. Este protocolo incluye la creación de volúmenes auxiliares para mejor evaluación dosimétrica y diseño de los campos. Se dan algunos consejos de utilidad práctica y se plantean los casos en los que se puede modificar la “Class Solution” inicial. Se compara este tratamiento con 10 giros de mesa con otros sin giro de mesa. Por último, se indican las ventajas de este método desde el punto de vista radiobiológico para la médula, principal órgano de riesgo de este tipo de tratamientos.

### Material y métodos

La Unidad de Tratamiento es un acelerador Siemens Primus multienergético, con energías de fotones de 6 MV y 18 MV y Colimador Multiláminas (MLC) El sistema de planificación es el XiO (CMS). Este planificador dispone de herramientas para la creación automática de contornos a partir de otros ya existentes. También permite visualizar distribuciones de dosis en 3D en la “vista de entrada del campo” (BEV-ABV).

- La “class solution” utilizada consiste en una técnica de 10 campos, Oblicuos Anteriores, Oblicuos Posteriores y Laterales. De estos, sólo los Oblicuos Anteriores irradian todo el PTV, los demás evitan médula. Estos campos disponen de distintos giros de mesa para evitar los hombros y mejorar la cobertura dosimétrica. Varios de estos campos también disponen de diferentes giros de colimador y cuñas para homogeneizar la dosis.
- Si hay varios volúmenes adyacentes a irradiar (en el caso de que haya que irradiar la zona supraclavicular), se crea un volumen conjunto, “PTV12”, consistente en la unión de esos volúmenes. Este volumen conjunto es al que se van a conformar los campos.
- Además de estos 10 campos principales, se puede añadir algún segmento adicional para mejorar la homogeneidad de dosis. Se utiliza una numeración de los campos que permite, en el caso de tener que añadir o quitar algún segmento adicional, no tener que reordenar de nuevo todos los campos.
- Para la evaluación dosimétrica, se crea otro volumen auxiliar, que llamamos “PTV1-PIEL”, que resta al PTV1 la parte más cercana a la piel (5 mm). Este es el volumen que evaluamos si cumple los criterios ICRU de la cobertura mínima del 95% de la dosis, ya que la parte más superficial siempre va a estar afectada por la infradosificación superficial de los haces de fotones. Para los puntos máximos nos fijamos no en el 107% sino en el 110%

### Resultados y discusión

- La dosimetría de una planificación sólo con fotones mejora notablemente los resultados respecto a la consistente en fotones combinados con electrones para irradiar las cadenas ganglionares laterales. A pesar de utilizar una gran cantidad de campos, no deja de ser una planificación con campos de tamaño standard, por lo que se puede hacer una planificación directa. En caso de ser necesario, se pueden añadir segmentos que añadan o quiten dosis en determinadas zonas.
- El tratar de forma conjunta el PTV1 junto con el PTV de la parte Supraclavicular simplifica el proceso y mejora la distribución de dosis frente a otros sistemas que no usan giros de mesa.
- En algunos casos se puede cambiar los ángulos de Gantry de los campos Oblicuos anteriores, para irradiar menos tejido sano. En estos casos, puede merecer la pena cambiarles el ángulo de mesa.
- Desde el punto de vista radiobiológico de la médula (como órgano de riesgo), tratar sólo con fotones es mejor que tratar con fotones y electrones, puesto que la dosis física que recibe la médula se reparte en más sesiones. Eventualmente, esto podría llevar a que el médico pueda aceptar unos valores mayores en médula, lo que permitiría más margen de maniobra a la hora de planificar. Esto adquiere mayor relevancia con recientes publicaciones (QUANTEC), que sugieren que a la médula se le pueden aplicar límites de dosis mayores que los aceptados hasta ahora.

### Conclusiones

En un Acelerador con MLC y con un planificador 3D moderno, merece la pena tratar ORLs sólo con fotones. Merece la pena usar giros de mesa, tratando el PTV1 y el PTV Supraclavicular de forma conjunta. Se pueden reordenar los campos para que el número de veces que hay que entrar a girar la mesa sea mínimo. Merece la pena usar segmentos. “El nuevo 107% es el 110%”. Este método permite subir la dosis acumulada en médula para mejorar la homogeneidad.



## Verificación de tratamientos de IMRT ¿Cuántas medidas son necesarias?

FORNER FORNER, A. \*, LOZARES CORDERO, S., PELLEJERO PELLEJERO, S., IRIONDO IGERABIDE, U., OTAL PALACÍN, A., MAÑERU CÁMARA, F., MIQUELEZ ALONSO, S., MARTÍN ALBINA, M.L., SOTO PRADOS, P.M., RUBIO ARRÓNIZ, A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario de Navarra, Pamplona.

\* Correspondencia – C-e: ripr@live.com

**Palabras clave:** IMRT, verificación, análisis gamma.

### Introducción

La Intensidad Modulada (IMRT) es una técnica caracterizada por distribuciones de dosis complejas. Se desarrolla una metodología de trabajo para la verificación de los planes de IMRT previa al inicio del tratamiento, y así asegurar la correcta administración de la dosis en cada paciente.

Para implementar el protocolo de verificación llevado a cabo en nuestro hospital nos hemos apoyado en el Booklet 9 “Guidelines for the Verification of IMRT” de ESTRO (European Society for Therapeutic Radiology and Oncology)

### Material y métodos

Se presentan los 170 primeros pacientes de IMRT de nuestro centro con diversas localizaciones de la enfermedad. El plan de tratamiento es calculado con el sistema de planificación ECLIPSE y es reproducido por una unidad de tratamiento Varian Trilogly LINAC (Varian Inc. Palo Alto USA).

Los pasos de nuestro control de calidad son los siguientes:

1. **Medida de dosis en puntos** con cámara de ionización de 125 cm<sup>3</sup> de PTW de varios puntos en el maniquí EasyCube de IBA Dosimetry irradiando el plan completo. Se eligen tanto puntos de dosis alta como de dosis baja pero siempre en regiones de bajo gradiente de dosis. Los criterios de aceptabilidad de dosis en puntos están referidos a una diferencia del 3% respecto de la dosis de prescripción.
2. **Medidas campo a campo de los planos de dosis** usando un maniquí de agua sólida PTW RW3 y un detector matricial de cámaras de ionización PTW seven29 2DARRAY. La medida se realiza a una profundidad de 5 cm. Cada campo se irradia por separado con el gantry del acelerador fijo a 0°. Después se comparan los planos de dosis medidos con los calculados en ECLIPSE usando el software Verisoft de PTW y empleando el análisis gamma (Low et al 1998) con el criterio 3% de dosis y 3 mm de distancia aceptada y un área de puntos con  $\gamma < 1$  mayor o igual del 95%.
3. **Medida de la dosimetría portal** para cada haz por separado a una distancia fuente-detector de 105 cm y con el ángulo de brazo correspondiente al plan real. Las fluencias medidas y las calculadas por el sistema de planificación se comparan por medio de la aplicación Portal Dosimetry de ECLIPSE y se evalúan usando el análisis gamma con los mismos criterios que en el paso 2.

### Resultados y discusión

Se miden y se evalúan un total de 170 pacientes (unos 500 puntos y 1200 campos). De los cuales tan solo 8 puntos no cumplen el criterio de aceptación pero están entre  $\pm 3\%$  y menos del  $\pm 5\%$  por lo que antes de desestimarlos pasamos a un nivel de investigación (más del 5% sería no aceptable). Respecto a los campos solo 4 se desvían del criterio para la comparación de los planos de dosis pero están en el límite 3% - 5%; el resto, incluso mejoran el criterio 3% dosis- 3 mm DTA (distance to agreement). Los resultados para las fluencias están todos dentro de nuestra tolerancia.

Los puntos y campos anteriores que no han pasado el criterio de aceptabilidad pero están dentro del límite 3%-5% son investigados. Las causas de estas discrepancias en el caso de los puntos han sido una mala colocación de la cámara en el punto de medida o bien puntos cercanos a zonas de alto gradiente de dosis. En el caso de los campos se trataba de zonas con mucho gradiente y por tanto muy sensibles al análisis gamma.

### Conclusiones

La IMRT implica el uso de un sistema de planificación y de una máquina de tratamiento, sistemas ambos independientes a priori. Con nuestro trabajo verificamos la precisión, reproducibilidad y estabilidad de ambos sistemas.

Los resultados en nuestro centro son muy buenos en todas las verificaciones expuestas, se realizan también regularmente verificaciones con películas radiocrómicas con resultados igualmente satisfactorios. Se procederá a verificar los tratamientos a partir de ahora con procedimientos menos costosos en tiempo.

Las preguntas que surgen: ¿Cuántas pruebas son necesarias a partir de determinada experiencia? ¿Serán siempre necesarias? ¿Bastará la verificación de unidades de monitor como en radioterapia convencional a partir de un cierto nivel de experiencia y resultados?

## Verificación de los tratamientos de IMRT en tomoterapia mediante una matriz 2D de cámaras de ionización

ALEJO LUQUE, L.\* , QUINTANA PAZ, A., MARTÍNEZ ORTEGA, J.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. H.U. Puerta de Hierro Majadahonda, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: luis.alejo@salud.madrid.org

**Palabras clave:** tomoterapia, verificación de paciente, dosimetría relativa, matrices de detectores, MatriXX.

### Introducción

La verificación de los tratamientos con intensidad modulada basada en la medida de dosis en puntos con cámara de ionización, combinada con irradiación de películas radiocrómicas, es un método muy extendido en la práctica clínica. Presenta algunas desventajas, como por ejemplo la imposibilidad de obtener un análisis inmediato de los resultados, lo que implica una demora en la validación del tratamiento. En este trabajo se ha estudiado el comportamiento de una matriz bidimensional de cámaras de ionización, aplicada a la verificación de los planes de tratamiento diseñados en tomoterapia, con objeto de implementar un método más eficiente de control de calidad.

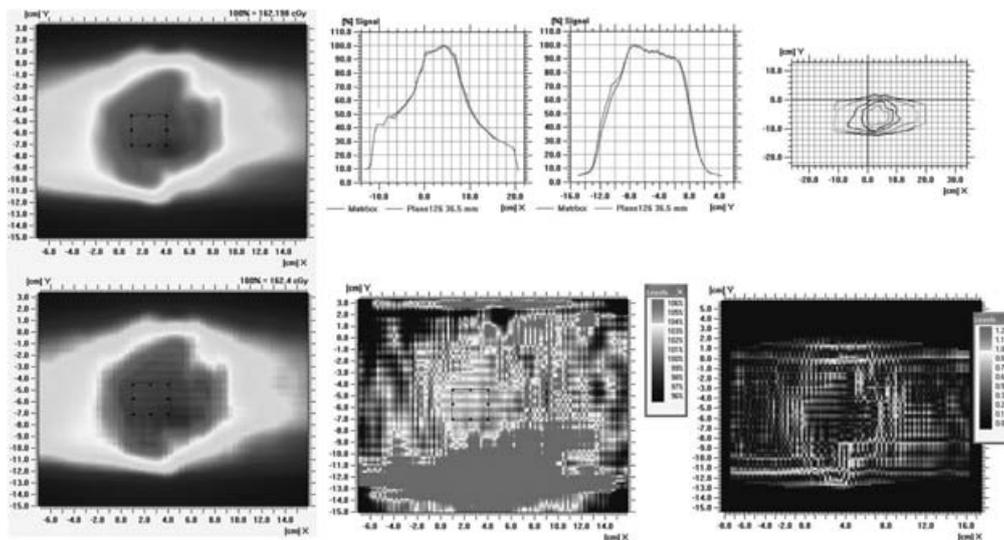
### Material y métodos

La matriz bidimensional empleada (MatriXX, IBA Dosimetry) consta de 1020 cámaras de ionización distribuidas en una rejilla de 32 x 32, con una superficie activa de 24,4 cm x 24,4 cm. Dicha matriz fue calibrada en el haz de fotones de energía 6 MV de un acelerador CLINAC 21-EX, y verificada para las condiciones de referencia de un acelerador Tomotherapy Hi-Art II. Los planes de control de calidad se calcularon con el planificador Tomotherapy PlanningStation 3.1.4.7 sobre el TC de la matriz insertada en agua sólida (SolidWater, RMI). El maniquí fue irradiado utilizando imagen de megavoltaje para asegurar su correcta colocación, y se compararon los planos de dosis medidos y calculados utilizando el software OmniPro-IMRT 1.7.0014.

Para contrastar el método propuesto, los mismos tratamientos se verificaron también con medida absoluta de dosis en un punto con cámara de ionización Exradin A1SL (Standard Imaging) y dosimetría relativa con película radiocrómica EBT2.

### Resultados y discusión

Para la comparación de distribuciones de dosis se obtuvieron planos coronales calculados con una rejilla de 2 mm. Dado que la distancia entre los centros de las cámaras es mayor (7,6 mm), se generaron puntos adicionales con OmniPro mediante interpolación cúbica. Como criterio de aceptación del plan se estableció una discrepancia en dosis inferior al 3% en una zona homogénea de dosis altas y una tasa de puntos superior al 95% con índice  $\gamma < 1$  en la zona de interés, utilizando como argumentos de dicho índice 3 mm y 3% de la dosis, e ignorando los valores de dosis por debajo del 10%.



La comparación entre este método de verificación y el utilizado habitualmente, en el que se emplea la cámara de ionización y la película radiocrómica, han sido satisfactorios.

### Conclusiones

La matriz bidimensional de detectores MatriXX es un detector eficaz para la verificación de tratamientos en tomoterapia, que proporciona resultados análogos a las medidas con película y cámara de ionización, disminuyendo considerablemente tanto el tiempo empleado como los recursos necesarios.

## Incertidumbres asociadas a la braquiterapia de bronquio

RICHARTE REINA, J.M.\* , LUPIANI CASTELLANOS, J., QUIÑONES RODRIGUEZ, L.A., RAMOS CABALLERO, L.J., ANGULO PAÍN, E., IBORRA OQUENDO, M., CASTRO RAMIREZ, I., UREÑA LLINARES, A.

Hospital Universitario Puerta del Mar, Cádiz.

\* Correspondencia – C-e: jmricharte@gmail.com

**Palabras clave:** braquiterapia, bronquio, incertidumbre, fuente.

### Introducción

Los tratamientos de braquiterapia bronquial son afectados por el movimiento (respiración, tos, incomodidad del paciente, etc...) de la sonda alojada en la traquea. A partir de las imágenes del TAC, este movimiento, se traduce en una trayectoria incierta de la sonda según la reconstrucción que se realice del catéter. Establecer si esta influencia tiene consecuencias importantes en la ubicación y distancia del tramo de bronquio tratado, es el objetivo de este trabajo. Otras circunstancias, como la imprecisión en la fijación de la sonda o la delimitación de volúmenes, aumentan la incertidumbre en la constancia que el tratamiento debe perseguir.

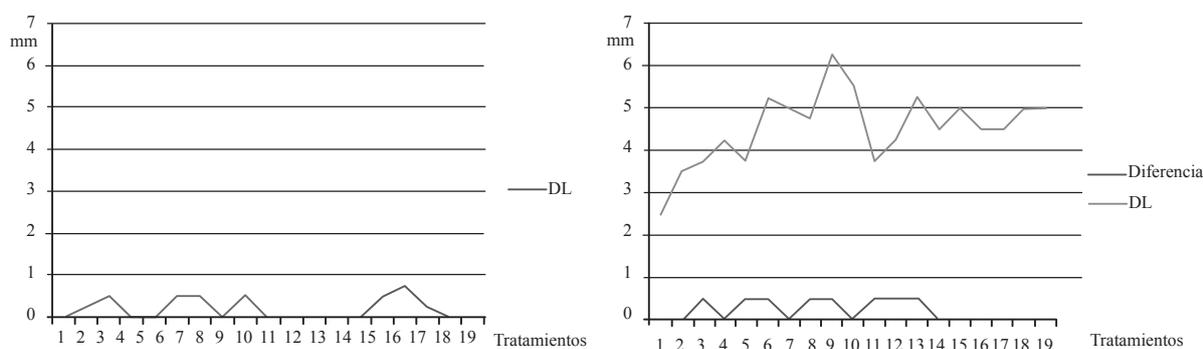
### Material y métodos

Se analizan 19 tratamientos de 4 pacientes con cáncer de pulmón, realizados con el equipo de carga diferida Microselectron HDR V3 y haciendo uso del Lumencath Applicator Set. Cada uno de ellos se vuelve a planificar, mediante el planificador Plato BPS14.3.5, estableciendo los siguientes pasos:

1. Se toma el mismo extremo distal (“tip end”) del catéter para un mismo TAC.
2. Se modifica en lo posible la elección de los marcadores radio-opacos implicados en la reconstrucción del catéter, intentando mantener una trayectoria lo más recta posible (situación en ocasiones complicada debido al movimiento del paciente).
3. Se realiza una nueva distribución de las posiciones de parada de la fuente.
4. Se comprueba la posición relativa de la primera y última parada de la fuente con los límites del PTV (in-edge-out).
5. Se mide la distancia que existe entre la primera y última fuente (DT o Distancia de Tratamiento), así como la distancia del tip end a la primera fuente (DL o Distancia de Localización), valores ambos muy significativos del tratamiento que se aplica.

### Resultados y discusión

La diferencia entre dos DT en distintas planificaciones de un mismo tratamiento no supera en ningún caso la unidad de paso (step) que se toma en la disposición de las fuentes (máximo 0,5 cm, aproximadamente un 10% del valor medio de la distancia de tratamiento). Para la DL la mayor diferencia es de 0,75 cm (3 veces el paso).



La posición de la primera y última parada de la fuente en el catéter depende de la trayectoria que siga éste y del criterio que se adopte para fijarlas. Como se ha referido, estas fuentes no se pueden situar de forma continua sino discretamente, con lo que pueden sobresalir más o menos de los límites del PTV(in-edge-out), no dependiendo su posición exacta de la persona que realiza la planificación.

Un fuerte zigzag desde el tip end al principio del PTV puede implicar un mal posicionamiento de las fuentes frente a la localización de la lesión, mientras que si el zigzag aparece dentro del PTV se extendería la longitud del tramo tratado. Por otra parte, la posición a partir de la cual se aplica el tratamiento también depende de la situación del PTV y de la mayor o menor penetración de la sonda en el bronquio, siendo mayor la incertidumbre cuanto mayor es dicha penetración.

### Conclusiones

La sonda Lumencath no permite el zigzag en su trayectoria por lo que no sería adecuado que se permitiera en la reconstrucción del catéter. Actuando así, no existe mucha variación en la DT y DL de los tratamientos. Siguiendo un criterio conservador hemos protocolizado que la primera y última parada de la fuente se realicen en el exterior del PTV pero minimizando el alejamiento de éste (out). Siguiendo el protocolo adoptado, es conveniente introducir la sonda lo mínimo posible sin perjuicio del tratamiento, así como, no es necesario ni aconsejable el uso excesivo de marcas radio-opacas para la reconstrucción del catéter.

## Técnica de inmersión acuosa para la irradiación con fotones del sarcoma de Kaposi múltiple en pies y tobillos

---

VELÁZQUEZ MIRANDA, S.<sup>1,\*</sup>, MUÑOZ CARMONA, D.M.<sup>2</sup>, ORTIZ SEIDEL, M.<sup>3</sup>, GÓMEZ-MILLAN BARRACHINA, J.<sup>4</sup>, DELGADO GIL, M.M.<sup>2</sup>, ORTEGA RODRÍGUEZ, M.J.<sup>2</sup>, DOMÍNGUEZ RODRÍGUEZ, M.<sup>2</sup>, MÁRQUEZ GARCÍA SALAZAR, M.<sup>2</sup>, BAYO LOZANO, E.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla.

<sup>2</sup> S. Oncología radioterápica, Hospital Juan Ramón Jiménez, Huelva.

<sup>3</sup> S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen Macarena, Sevilla.

<sup>4</sup> S. Oncología radioterápica, Hospital Universitario Virgen de la Victoria, Málaga.

\* Correspondencia – C-e: santiago.velazquez.miranda@gmail.com

**Palabras clave:** sarcoma de Kaposi múltiple, pie, radioterapia.

### Introducción

El sarcoma de Kaposi clásico se presenta en forma de placas asintomáticas rojas-violáceas, generalmente localizadas en las extremidades inferiores por debajo de las rodillas, en los tobillos y la región plantar de manera preferente. Cuando la enfermedad está diseminada en la piel el tratamiento preferente es la radioterapia a bajas dosis. La irradiación homogénea de las distintas lesiones podría ser muy compleja dada la irregularidad geométrica de los pies, i.e., lesiones interdigitales y en diferentes planos. Para salvar este problema, y tratándose de enfermedad diseminada y bajas dosis, planteamos la técnica de inmersión de la extremidad en una cuba de poliestireno expandido llena de suero fisiológico con una placa de metacrilato de 2 cm en su fondo e irradiación con campos paralelos y opuestos.

### Material y métodos

El paciente se trata sentado, con el pie o los pies en el interior de una cuba *ad hoc*. Esta cuba de 35x35x22 cm<sup>2</sup> es de poliestireno de unos 20 mm de espesor (típica caja de transporte de medicamentos refrigerados) en cuyo fondo añadimos una placa de metacrilato de 20 mm de espesor para que la planta de los pies no se infradosifique por estar en contacto con un material de baja densidad. La cuba se llena de suero fisiológico dado el tipo de lesiones que tratamos. La irradiación se realizó en una unidad de cobalto, aunque el método puede aplicarse a haces de fotones de 6 MV de un ALE. El gantry se giró  $\pm 180^\circ$  y se giró el cabezal para una irradiación horizontal sobre una marca en la cuba donde debía coincidir la cruceta y el campo luminoso. En el suelo también se marca la posición de la silla y la cuba para mayor reproducibilidad. El paciente mira en dirección opuesta a la irradiación. El cálculo se realiza sin necesidad de TAC, simulando la Cuba en el sistema de planificación y usando un algoritmo de Pencil Beam.

### Resultados y discusión

Irradiamos 3 Gy/día/5 sesiones x semana/2 semanas a 3 pacientes entre 75 y 79 años diagnosticados de sarcoma de Kaposi. En todos los casos obtuvimos respuesta completa sin objetivar signos de toxicidad aguda ni tardía.

### Conclusiones

El procedimiento de irradiación de sarcoma de Kaposi múltiple en pies y tobillos sumergidos en suero fisiológico de una cuba de poliestireno con fondo de metacrilato es más simple y seguro que la irradiación con haces de electrones, ya que no necesita de TAC y permite una irradiación homogénea incluso en las zonas de anatomía más irregular.



## Técnica de irradiación para testículos en recidiva de leucemia linfoblástica aguda

VELÁZQUEZ MIRANDA, S.<sup>1</sup>, DELGADO GIL, M.M.<sup>2</sup>, ORTIZ SEIDEL, M.<sup>3</sup>, MUÑOZ CARMONA, D.M.<sup>2</sup>, GÓMEZ-MILLAN BARRACHINA, J.<sup>4</sup>

<sup>1</sup> S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla.

<sup>2</sup> S. Oncología radioterápica, Hospital Juan Ramón Jiménez, Huelva.

<sup>3</sup> S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen Macarena, Sevilla.

<sup>4</sup> S. Oncología radioterápica, Hospital Universitario Virgen de la Victoria, Málaga.

\* Correspondencia – C-e: santiago.velazquez.miranda@gmail.com

**Palabras clave:** Testicular leukemic relapse, radiotherapy, testículo, gonads

### Introducción

La irradiación testicular en niños afectados de leucemia linfoblástica aguda presenta dificultades en relación al posicionamiento diario, dosimetría para la homogeneización de las dosis en una geometría compleja y a la variación del volumen durante la irradiación de los mismos. Esto puede llevar a importantes desviaciones de las dosis prescritas. Además de esto, las técnicas habituales suelen ir asociadas a la irradiación innecesaria de sínfisis pélvica, ano y periné. Esto, en el caso de pacientes pediátricos, es de gran importancia, ya que dosis en el entorno de 20 Gy se asocian a una desviación del crecimiento óseo, bajos niveles de testosterona en torno a 24 Gy y altos porcentajes de generación de segundos tumores. Para salvar estos problemas planteamos una inmovilización especial en prono y una irradiación no coplanar.

### Material y métodos

Se realiza un inmovilizador personalizado en prono. En este inmovilizador realizaremos una oquedad de silicona para los testículos. El paciente en prono y con el pene sujeto al tronco por una malla, deja caer sus testículos dentro de la oquedad. La oquedad se rellena entonces de gel ecográfico. Este gel ecográfico absorberá la influencia de las variaciones de volumen de los testículos durante el tratamiento y asegurando una adecuada irradiación del escroto. En esas condiciones se lleva a cabo tanto la simulación virtual como el tratamiento diario.

El diseño del tratamiento consiste en posicionar la mesa perpendicular a su posición habitual, permitiendo sin colisiones tratar con ángulos de gantry entorno a 55° y a 235°. Cada uno constará de dos segmentos de haces de 6MV: uno para la irradiación del blanco y protección de la sínfisis, y otro menor irradiando todo lo exterior a la tangente del periné.

### Resultados y discusión

Se irradiaron los testículos y epidídimos de un niño de 5 años con recidiva testicular de una leucemia linfoblástica aguda. La dosis fue de 24 Gy en 3 semanas. El recto no superó los 1,69 Gy ni la sínfisis los 10 Gy, la vejiga recibió una dosis media de 0,78 Gy con una desviación estándar de 0,49 Gy, y el pene una dosis media de 9,58 Gy con desviación de 5,79 Gy. Obtuvimos respuesta completa sin objetivar signos de toxicidad aguda.

### Conclusiones

En nuestra experiencia con un paciente, la técnica descrita mejora la reproducibilidad del tratamiento, la precisión de la dosis y la protección de órganos críticos a niveles aceptables.

## **Elevación central de inmovilización personalizada de pacientes radioterápicos con extremidades inferiores afectas sin laser sagital cenital móvil**

---

VELÁZQUEZ MIRANDA, S.<sup>1,\*</sup>, DELGADO GIL, M.M.<sup>2</sup>, ORTIZ SEIDEL, M.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla.

<sup>2</sup> S. Oncología radioterápica, Hospital Juan Ramón Jiménez, Huelva.

<sup>3</sup> S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen Macarena, Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: [santiago.velazquez.miranda@gmail.com](mailto:santiago.velazquez.miranda@gmail.com)

**Palabras clave:** sarcoma, radioterapia, inmovilización.

### **Introducción**

Si no se dispone de un láser sagital o cenital móvil la localización de tumores en extremidades inferiores es laboriosa, ya que para referenciar adecuadamente en el CT, es necesario tatuar antes en la mesa de tratamiento aprovechando su posibilidad de desplazamiento lateral para relacionar la línea media con los tatuajes sobre la extremidad. Por las formas anatómicas ocurre con frecuencia que no se visualizan los láseres sobre las áreas de nuestro interés. El problema es superable si entre las piernas elevamos el saco o inmovilizador personalizado por encima de la altura de abdomen del paciente, ya que así tendremos una referencia central fiable y con láseres perfectamente proyectados.

### **Material y métodos**

Colocamos entre las piernas del paciente un bloque de poliestireno de 20x20x8 cm<sup>3</sup> de los usados para la fabricación de los moldes de Cerroben. Posteriormente colocamos el saco inmovilizador que tomará las formas de las piernas y tendrá un promontorio central muy destacado. Recubrimos con esparadrapo este promontorio para facilitar el trazado de líneas por las trayectorias de los láseres. Ya en el TAC podremos relacionar fácilmente la línea media con las extremidades, ya que la primera se hace notoria por el promontorio. El origen lo tomamos en la cima de este promontorio donde se marcan los láseres transversales y sagital.

### **Resultados y discusión**

Los pacientes de estas patologías emplean menor tiempo en su simulación y posicionamiento. Se han reducido los errores de interpretación de alineamiento y origen.

### **Conclusiones**

El método del promontorio central es sencillo y aplicable en la mayoría de las irradiaciones de extremidades inferiores.



## Hipofraccionamiento de doble sobreimpresión integrada (2xSIB) para el glioblastoma multiforme

VELÁZQUEZ MIRANDA, S.<sup>1,\*</sup>, MUÑOZ CARMONA, D.M.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla.

<sup>2</sup> S. Oncología radioterápica, Hospital Juan Ramón Jiménez, Huelva.

\* Correspondencia – C-e: santiago.velazquez.miranda@gmail.com

**Palabras clave:** SIB, radiotherapy, glioblastoma.

### Introducción

El glioblastoma multiforme se caracteriza por ser de un tipo celular proliferativo y con un comportamiento radiobiológico correspondiente a un alfa/beta bajo. Esto nos dice que tendremos más éxito si tratamos con fracciones de dosis mayores que las del tratamiento estándar, y que el acortamiento del tiempo total es fundamental para reducir los efectos de la proliferación. Pero nos encontramos con el problema de la toxicidad en un entorno tan sensible como el encéfalo, con un corto diferencial en radiosensibilidad con el glioblastoma y con un alto diferencial en proliferación. Así, aunque apliquemos radiocirugía, tendremos que reducir demasiado el volumen de irradiación, infradosificando zonas de baja densidad clonogénica, pero trascendentales para la supervivencia del paciente. De ahí que no se hayan encontrados mejoras con este tipo de tratamientos. Nosotros apostamos por una dependencia radial de la densidad clonogénica y por tanto por una distribución de dosis concéntrica para esta enfermedad. Esto se expresa en que a menor densidad clonogénica estimable, menor dosis y fraccionamiento son necesarios para el control. El contorno se redefine por tanto según *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys., Vol. 42, No. 1, pp. 137–141, 1998*, permitiéndonos la aplicación de un fuerte esquema de hipofraccionamiento desarrollado por nosotros, con dos SIB incluidos dentro de la profilaxis.

### Material y métodos

Consideramos un primer volumen de tratamiento denominado Blanco A consistente en GTV + 0,5 cm., que fue tratado con una dosis de 66 Gy/3 Gy sesión/ 5 sesiones a la semana (dosis estándar equivalente de 75 Gy o dosis biológica efectiva de 105 Gy<sub>5</sub>). Un segundo volumen de tratamiento denominado Blanco B consistente en GTV + 1,5 cm., que fue tratado con una dosis de 55 Gy/2.5 Gy sesión/ 5 sesiones a la semana (dosis biológica efectiva de 82.5 Gy<sub>5</sub>). Un tercer volumen de tratamiento denominado Blanco C consistente en GTV + 2,5 cm., que fue tratado con una dosis de 44 Gy/2 Gy sesión/5 sesiones a la semana.

Con este diseño tratamos cinco pacientes con diagnóstico glioblastoma multiforme, resección quirúrgica parcial, clínica neurológica y ECOG ≤ 2 entre Enero de 2006 y Mayo del 2007.

### Resultados y discusión

No se produjo durante el tratamiento deterioro de la calidad de vida. La exploración de la función motora, las funciones sensitivas y cerebrales tras la irradiación no se vieron mermadas en relación a su estado previo al tratamiento. No aparecieron alteraciones en la intensidad de las crisis comiciales ni signos de hipertensión intracraneal.

### Conclusiones

1. Se disminuyó el nº de días de tratamiento lo cual beneficia tanto a los pacientes como a la relación coste-efectividad de las unidades de radioterapia.
2. No se objetivaron signos de toxicidad aguda ni tardía dependientes del tratamiento administrado
3. Aunque se trata de una serie pequeña de casos la supervivencia libre de progresión de los pacientes tratados con hipofraccionamiento y doble SIB coincide con las cohortes históricas de nuestro centro tratados con tratamiento estándar.

## Diseño de tratamiento multisegmental para HBI inferior

---

VELÁZQUEZ MIRANDA, S.<sup>1,\*</sup>, SERRA, F.<sup>2</sup>, ORTIZ SEIDEL, M.M.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla.

<sup>2</sup> MEDICALCONSULTAN S.A. Portugal

<sup>3</sup> S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen Macarena, Sevilla.

\*Correspondencia – C-e: santiago.velazquez.miranda@gmail.com

**Palabras clave:** HBI, irradiación hemicorporal, paliativo.

### Introducción

La irradiación hemi-corporal (*HBI*) es una técnica de tratamiento que se puede utilizar en el tratamiento de metástasis óseas múltiples sintomáticas con intención paliativa. Esta técnica ha sido introducida en la década de los 70, y desde ahí, los estudios han tratado de encontrar la forma más eficaz de administrar el tratamiento. El protocolo RTOG 78-10 estableció que la dosis eficaz para tratamientos HBI en la parte inferior del cuerpo sería de 8 Gy, en fracción única, quedando comprobado que un aumento de la dosis no aportaría una ganancia terapéutica adicional. Con RTOG 82-06 se demostró que había retraso en la progresión de la metástasis conocida, así como retraso en la aparición de nuevas enfermedades en los pacientes que recibieron HBI

El HBI se puede administrar utilizando diversas técnicas, que difieren en la conformación del tratamiento y consecuentemente en la toxicidad. Según, Bashir, et al., en su revisión, la técnica usual aplicada consistente en campos paralelos opuestos, con ángulos de *gantry* de 0° e 180°, con el paciente en posición supino. Los campos de tratamientos descritos con la técnica de irradiación inferior son extensos, desde las crestas ilíacas, incluyendo todos los huesos pélvicos, hasta las rodillas. Esta técnica, según Bashir et al., posibilita un rápido alivio del dolor en 24h, y puede retardar la aparición de nuevas metástasis en la zona tratada. Refiere también que en un 80% de los pacientes obtienen un total control del dolor. En contraste, la toxicidad inducida es la gran desventaja de esta técnica. Los efectos secundarios más frecuentes recaen sobre el tracto gastrointestinal y pueden ocurrir 24h después de la irradiación. Estos efectos pueden disminuir mediante la reducción de los tamaños de campo a través de una mayor conformación a los volúmenes de tratamiento y el uso de técnicas de segmentación de campo para homogeneizar la dosis.

### Material y métodos

Se realiza un TAC de toda la región de interés de 1 cm de espesor cada cm. Tomando el blanco como la estructura ósea desde D12 hasta la mitad del fémur aproximadamente, proponemos un diseño de tratamiento con 17 segmentos, 8 ángulos de incidencia y dos isocentros para un MLC del acelerador Siemens-Primus con tamaño máximo de 40x40. El isocentro superior irradia desde D12 hasta la intersección L4/L5 con oblicuos anteriores y un campo posterior. El segundo grupo de haces se segmenta por el isocentro situado en la línea caudocranealmente superior tangente a las cabezas femorales. Los segmentos inferiores reproducen una técnica en box que se segmenta para permitir la protección del interior de la pelvis menor, ingles y muslos. Los segmentos superiores inciden con los ángulos de las crestas, con laterales y posteriores. Además se añade un campo pequeño y anterior en el gap entre isocentros, para suavizar las áreas de sombra.

### Resultados y discusión

Con este diseño, sobre un TAC de paciente test, la dosis se concentra sólo en la estructura ósea, reduciendo notablemente la dosis en el intestino reflejada por Bhashir, esto es, la deshidratación debe disminuir su probabilidad de aparición.

### Conclusiones

Con la previsible reducción de toxicidad de estos diseños podemos explorar nuevas posibilidades del HBI, tanto en dosis, como en la selección de pacientes, como en la posibilidad de simultanear el tratamiento del HBI superior e inferior.



## **Diseño radiobiológico para tratamiento SIB vesículas/próstata con distribución cóncava de dosis en el recto**

---

JIMÉNEZ DOMÍNGUEZ, M., RODRÍGUEZ ALARCÓN, C., VELÁZQUEZ MIRANDA, S.\*, HERRADOR CORDOBA, M.

S. Radiofísica, Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: [santiago.velazquez.miranda@gmail.com](mailto:santiago.velazquez.miranda@gmail.com)

**Palabras clave:** próstata, prostate, SIB, cancer.

### **Introducción**

La eficiencia de la aplicación de las sobreimpresiones simultáneas (SIB) es conocida: Menor tiempo de tratamiento, mejor fraccionamientos para tumores de  $\alpha\beta$  bajos, menor número de errores al no existir la gestión de cambio de serie. Para el caso de la próstata nos encontramos ante una patología precisa, ya que es conocida la tendencia a hipofraccionar los tratamientos entorno 2,5 Gy sesión. Así en tratamientos de dos series vesículas (60 Gy)+próstata y próstata (74 Gy) sola, proponemos un SIB suponiendo un  $\alpha\beta = 2$  Gy.

A nuestro entender este tipo de propuestas no pueden ir huérfanas de un diseño de haces que las acompañen. Nosotros proponemos una distribución cóncava de dosis (DCD) alrededor del recto que asegure una toxicidad tolerable incluso con el hipofraccionamiento que vamos a producir.

### **Material y métodos**

Utilizando el modelo LQ reescalamos la dosis de 74 Gy en 37 sesiones a 30 sesiones, esto es las necesarias para administrar 60 Gy a las vesículas. Esto da lugar a que si la isodosis del 100% envuelve a las vesículas, la isodosis del 115% envuelva la próstata. El recto quedara liberado de una toxicidad mayor a la habitual si lo circunscribe la curva de 90%, y el 80% no supera el primer tercio de la pared anterior.

El diseño de la DCD tendrá un isocentro sobre la unión de las vesículas. Esto nos permite segmentar un box para la parte superior de las vesículas, y una irradiación prostática más compleja con los siguientes hemicampos: H0W6(irradiación conformada al recto coincidente con la próstata), H330w5.25, H30W5.25, H245W4.5, H115W4.5, H180W6.5 (bloqueo recta BR), H270W6(BR) y H90W6(BR)

### **Resultados y discusión**

Conseguimos un esquema de fraccionamiento SIB y una distribución compatible con límites de toxicidad de Zelesky M.J., aplicada la distribución sobre tres pacientes tratados con VMAT.

### **Conclusiones**

Hemos encontrado un diseño de tratamiento plausible para la aplicación clínica diaria sin necesidad de IMRT con todas las ventajas de los SIB en la irradiación de próstata con vesículas.

## Caracterización de un sistema de verificación de dosis dedicado a tratamientos de radioterapia basado en un detector de silicio de multi-tiras

BOCCI, A.<sup>1,\*</sup>, CORTES GIRALDO, M.A.<sup>2</sup>, GALLARDO, M.I.<sup>2</sup>, ESPINO, J.M.<sup>2</sup>, ARRÁNS, R.<sup>3</sup>, ABOU HAIDAR, Z.<sup>1</sup>, ALVAREZ, M.A.G.<sup>2</sup>, QUESADA, J.M.<sup>2</sup>, VEGA-LEAL, A.P.<sup>4</sup>, PÉREZ NIETO, F.J.<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Centro Nacional de Aceleradores, Sevilla, España.

<sup>2</sup> Universidad de Sevilla, Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Sevilla, España.

<sup>3</sup> Hospital Universitario Virgen Macarena, Sevilla, España.

<sup>4</sup> Escuela de Ingenieros, Departamento de Ingeniería Electrónica, Sevilla, España.

<sup>5</sup> Instalaciones Inabensa S.A., Sevilla, España.

\* Correspondencia – C-e: abocci@us.es

**Palabras clave:** detector de tiras de silicio, IMRT, mapa de dosis, dosimetría.

### Introducción

La complejidad de los tratamientos de radioterapia con intensidad modulada (IMRT) hace necesaria una verificación previa que asegure el cálculo obtenido por el sistema de planificación (TPS). La dosimetría fotográfica es el método más extensamente utilizado para este objetivo, debido a su alta resolución espacial y a la posibilidad de comparar distribuciones de dosis en planos axiales del paciente.

Sin embargo, la película radiográfica presenta algunos serios inconvenientes como la complejidad de su procesado y calibración y, sobre todo, el retraso inevitable entre irradiación y lectura. Por tanto, es necesario desarrollar nuevos sistemas de detección que mejoren los tradicionales y que, además, sean capaces de realizar las verificaciones de una forma simple, económica y correcta. Recientemente, se han desarrollado diferentes sistemas digitales basados en detectores de silicio o cámaras de ionización dispuestos en matrices *1D* o *2D*. Estos detectores, a diferencia de las películas, tienen la ventaja de proporcionar la dosis en tiempo real pero, sin embargo, su resolución espacial es significativamente peor, necesitan una electrónica compleja y no son efectivos para la obtención de mapas de dosis en planos axiales. En este trabajo, presentamos la caracterización de un detector de silicio de multi-tiras (*SSSSD: Single Sided Silicon Strip Detector*), desarrollado por la empresa *Micron Semiconductors Ltd.* para su uso como sistema de verificación de tratamientos en radioterapia.

### Material y métodos

El detector *SSSSD* está segmentado en 16 tiras de silicio y se usa habitualmente en experimentos de reacciones nucleares para realizar trazados de partículas. Dicho detector ha sido seleccionado por su bajo coste económico para investigar las ventajas y desventajas de esta tecnología en la utilización de un nuevo método para la reconstrucción del mapa de dosis en un tratamiento de radioterapia. En este trabajo, la irradiación se realiza con un acelerador lineal *Siemens PRIMUS* operando en modo de fotones de 6MV de energía nominal. El detector *SSSSD* tiene un espesor de 500  $\mu\text{m}$ , y una distancia de 3.14 mm entre los centros de dos tiras consecutivas. El área activa es de 50.0 x 50.0 mm<sup>2</sup>. Además, se diseñaron dos maniqués para la caracterización del detector y para la verificación del tratamiento: un maniquí plano de agua sólida y un maniquí cuasi-antropomórfico (cilíndrico) de polietileno, cuyo giro motorizado está gobernado por el *software* del sistema de adquisición. En las medidas con el maniquí plano el área activa del detector se sitúa perpendicular con respecto a la dirección del haz de fotones. En cambio, en el maniquí cilíndrico el detector se sitúa en un plano axial y puede girar con respecto a la incidencia del haz de fotones. Esta geometría es muy parecida a la que se encuentra en los tratamientos de radioterapia, donde la distribución de dosis está calculada en el plano axial del paciente. Para obtener la energía depositada en cada tira de silicio para cada maniquí, se realizaron cálculos con TPS (*Pinnacle*<sup>3</sup>) y con un código de simulación Monte Carlo desarrollado con *GEANT4* que reproduce el sistema completo. Dichos resultados se han comparado con los datos experimentales.

### Resultados y discusión

La desviación de la linealidad del detector de silicio con la dosis es inferior al 0.5% y el acuerdo con la curva de PDD medida con cámara de ionización es del 1%. La penumbra medida con el *SSSSD* es de 6 mm, mayor que el valor obtenido con un diodo de silicio (4 mm); esto es debido probablemente a la anchura de cada tira del *SSSSD* (poco más de 3 mm). Este resultado está de acuerdo también con las simulaciones con *GEANT4*. Finalmente se ha estudiado la respuesta angular del detector, obteniéndose un notable acuerdo con la simulación Monte Carlo. Con estos resultados se ha recalibrado el detector en la posición de tratamiento.

### Conclusiones

Este trabajo es parte de un proyecto más ambicioso dirigido a la validación de un nuevo método para la medida de mapa de dosis en planos axiales. Los resultados finales muestran que las características del detector y del sistema prototipo desarrollado son aceptables para este objetivo. Por último, se están estudiando mejoras en el método mediante la utilización de un *SSSSD* con tiras más estrechas y de un detector de silicio de multi-tiras de doble cara (*DSSSD: Double Sided Silicon Strip Detector*) o con una matriz bidimensional de detectores de silicio.



## **Inclusión de un protocolo dietético y laxante en el tratamiento del cáncer de próstata**

PERA CEGARRA, O.<sup>1,\*</sup> DE DIOS LOZANO, J.<sup>1</sup>, QUERA JORDANA, J.<sup>1</sup>, FERNANDEZ VELILLA, E.<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital de la Espranza (Barcelona)

\* Correspondencia – C-e: [opera@parcdesalutmar.cat](mailto:opera@parcdesalutmar.cat)

**Palabras clave:** protocolo dietético, adecuación recto, próstata.

### **Introducción**

La precisión y exactitud de los tratamientos de próstata está fuertemente influenciada por la incertidumbre geométrica introducida por los movimientos del órgano, tanto inter como intra fracción. En este sentido tanto el uso de sustancias laxantes como la alimentación del paciente juegan un papel crucial y por lo tanto la inclusión de una dieta destinada a reducir el volumen de gases y heces puede conllevar una reducción sustancial de los errores cometidos en el tratamiento.

### **Material y métodos**

Se compara el volumen de gas y heces presente en una serie de pacientes de cáncer de próstata sometidos a un tratamiento con magnesia y un protocolo dietético, frente a otra serie de pacientes previos a la implantación de éste. Dicho protocolo es una adaptación a nuestro entorno de lo publicado por Smitsmans et al (IJROBP vol 71, pp1279-1286, 2008).

### **Resultados y discusión**

Los volúmenes rectales y de gas han disminuido significativamente en el grupo de pacientes sometidos al protocolo y se ha objetivado una ventaja dosimétrica en este mismo grupo. El protocolo ha sido bien aceptados por los pacientes y ha sido completado por los doce pacientes estudiados, siendo la tolerancia del mismo excelente.

### **Conclusiones**

Este protocolo dietético y laxante parece ser útil en nuestra población para mejorar la precisión del tratamiento. El régimen es bien aceptado y tolerado. Un mayor número de pacientes sometidos al protocolo nos podría confirmar la utilidad de éste en nuestros pacientes.

## Medida de dosis absoluta con películas Gafchromic® EBT2. Caso práctico de un sarcoma de Kaposi

PEREIRA, L., DEL MORAL, F., MEILÁN, E., DE AZEVEDO GOMES, J.C., TEJEIRO GARCÍA, A.G.\* , ANDRADE ALVAREZ, B., VÁZQUEZ, J., NIETO, I., MEDAL, D., LÓPEZ MEDINA, A., FRANCISCO, S., SALGADO, M., MUÑOZ, V.

Servicio de Radiofísica, Hospital do Meixoeiro, Vigo.

\* Correspondencia – C-e: Antonio.tejeiro.garcia@sergas.es

**Palabras clave:** gafchromic® EBT2, dosis absoluta, Kaposi.

### Introducción

Por su alta resolución espacial, su baja dependencia con la energía y su buena respuesta en un amplio rango de energías, las películas Gafchromic® EBT2 son ampliamente utilizadas en muchas aplicaciones en radioterapia para la medida de dosis relativa. A pesar de ser este su uso más común pueden emplearse para medida de dosis absoluta. En este texto se muestra un ejemplo de uso de las películas EBT2 para medida “in vivo” de dosis absoluta en un sarcoma de Kaposi.

### Material y métodos

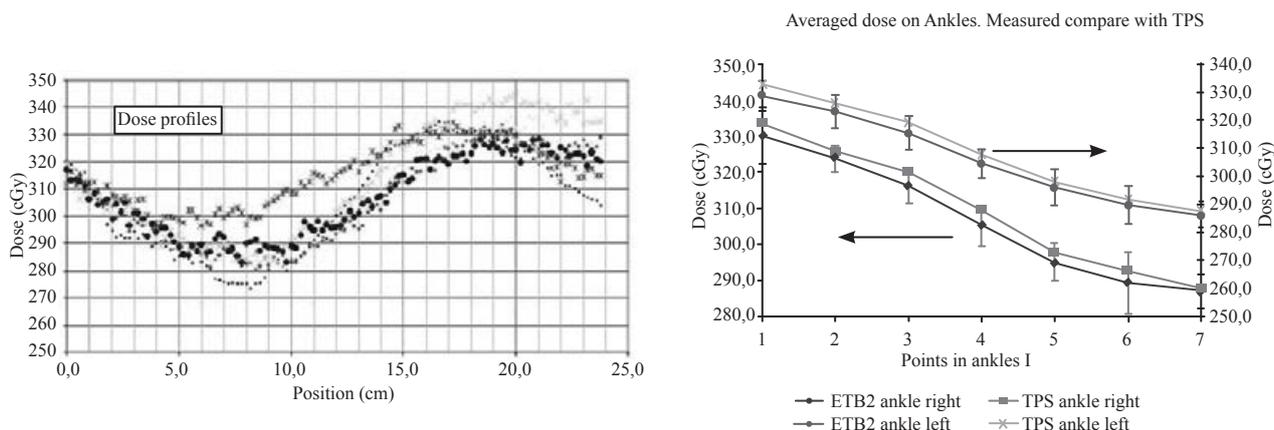
El sarcoma está localizado en los dos tobillos extendiéndose hasta los pies. La dosis prescrita fueron 30 Gy en fracciones de 3 Gy. El paciente fue colocado en supino con los tobillos sumergidos dentro de una cubeta con agua, para homogenizar la dosis y como sistema de posicionamiento. Desafortunadamente el tamaño de la cubeta era mayor que el FOV del escáner CT, por lo que no se pudo realizar el TAC.

El cálculo de las unidades monitor fue calculado con un planificador XIO® versión 4.60.00 para una energía de 6 MV, introducción los datos geométricos de la cubeta sobre un maniquí equivalente agua. El tratamiento consistió en dos campos laterales opuestos a una SSD 93cm con un tamaño de campo de 15 cm x 20 cm. El punto de prescripción (300 cGy por sesión) está definido a 14 cm de profundidad a ambos lados de la cubeta. El linac usado fue el SL75 Elekta. Las películas EBT2 se cortaron en piezas de 25 cm de longitud y 4 cm de ancho, se envolvieron con una película de polietileno para protegerlas de la piel y el agua y así evitar cambios en la densidad óptica que producirían incertidumbres adicionales en las medidas. Las películas se colocaban alrededor de ambos tobillos y se hizo una marca sobre las ellas para tener un punto de referencia.

El análisis se realizó 24 horas después del tratamiento, las películas se escanearon cinco veces y se promediaron sobre el canal rojo para reducir ruido y se realizó una corrección por la no uniformidad del escáner, mediante un programa propio. Finalmente se obtuvo la distribución de dosis a lo largo de la película que coincidía con la dosis depositada en la superficie del tobillo. Para obtener la distribución de dosis se utilizó el IMRT OmniPro®.

### Resultados y discusión

Se ha obtenido una buena coincidencia entre los cálculos del TPS y las películas. En la primera gráfica se representa los perfiles de dosis absoluta obtenida en las películas en diferentes sesiones para uno de los tobillos. Las discrepancias son debidas a desplazamientos del tobillo dentro de la cubeta y a la colocación de las películas sobre el tobillo que era muy difícil de reproducir.



La segunda gráfica representa la dosis en varios puntos sobre ambos tobillos calculados en el planificador comparados con los valores promediados obtenidos en las placas para esos puntos.

### Conclusiones

Los buenos resultados obtenidos, permite afirmar que la dosimetría de película puede ser utilizada para dosimetría in vivo, siendo especialmente útil para determinar dosis en piel y en localizaciones donde otros sistemas de dosimetría “en vivo” no es posible.

Este trabajo ha sido respaldado por la Consellería de Economía e Industria de la Xunta de Galicia (Grant 09SIN007CT)

## Impacto del tamaño de la ventana de Gating en tratamientos estereotáxicos extracraneales con sincronización respiratoria

SÁNCHEZ RUBIO, P.\*, CASTRO TEJERO, P., MEDRANO GONZÁLEZ DE PRADO, J.C

Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: patricia.sanchez@salud.madrid.org

**Palabras clave:** gating respiratorio, beam on area, radioterapia guiada por imagen, Novalis, Exac Trac.

### Introducción

El módulo de *gating* del acelerador Novalis junto con el sistema de imagen guiada Novalis Body/Exac Trac permite realizar tratamientos de respiración sincronizada permitiendo un control del movimiento respiratorio para localizaciones tumorales torácicas y abdominales. Ésta técnica establece una correlación entre el ciclo respiratorio, monitorizado en tiempo real, y el movimiento interno del tumor, de forma que la irradiación tiene lugar en un cierto intervalo entorno a una fase del ciclo respiratorio elegida para tratamiento. Dicho intervalo se conoce con el nombre de ventana de *gating* o *beam on area* (BOA). La elección de la ventana de *gating* supone encontrar un compromiso entre la duración de la sesión de tratamiento y la exactitud y precisión en la administración del mismo. Este trabajo analiza las repercusiones dosimétricas en función de la ventana de *gating* seleccionada.

### Material y métodos

Se realizó un estudio TC con *gating* retrospectivo del maniquí cúbico *1mRT Phantom* sobre la plataforma Exac Trac *Body Phantom BrainLaB* en el simulador Toshiba Aquilion LB junto con el sistema RPM (*Real-Time Position Management*) de Varian. En el interior del maniquí cúbico se introdujo una plancha de metacrilato con dos marcadores fiduciales radioopacos (para correlacionar el movimiento longitudinal del target con el ciclo respiratorio en la irradiación) y en la superficie del mismo se colocaron cinco esferas reflectantes infrarrojas (IR), empleadas como localizadores externos. La plataforma simuló un ciclo respiratorio sinusoidal de 12 ciclos por minuto, de forma que la fase reconstruida del 50% fue enviada al planificador iPlan Net v 3.0.0. Se planificó un campo 30 x 30 mm<sup>2</sup> para administrar 2 Gy en el centro del maniquí.

El plan fue verificado con cámara de ionización Pin Point 3D 31016 de PTW y película radiocrómica Gafchromic EBT situada en el centro del maniquí y en el plano del isocentro, respectivamente. El posicionamiento fue realizado mediante el sistema de infrarrojos Exac Trac y verificado mediante la adquisición de dos imágenes de KV estereoscópicas que fueron fusionadas, en base a los marcadores radioopacos, con las DRR enviadas del planificador al sistema de imagen guiada Exac Trac. Se realizaron medidas con el maniquí en estático y en movimiento, tanto en respiración libre como sincronizada para diferentes BOAs. En la plataforma se seleccionó un desplazamiento longitudinal de 27 mm, de forma que la cámara de ionización saliera fuera del campo. Además, también se efectuaron medidas con la cámara de ionización para un BOA habitual en la práctica clínica y distintos desplazamientos longitudinales de la cámara de ionización.

### Resultados y discusión

Un BOA de un 100% significa que se permite irradiar en todo momento del ciclo respiratorio y por tanto es equivalente a una irradiación convencional sin sincronismo. La dosis medida en ambos casos fue un 9.73% y 9.61%, respectivamente, menor que la dosis registrada en estático. A medida que se disminuyó el BOA, la dosis registrada por la cámara de ionización aumentó de forma que para BOAs de un 25% y 30% las diferencias de dosis con respecto al caso estático fueron un 0.08% y 0.04%, respectivamente. Para un BOA de un 10% la dosis registrada fue 1.52% superior a la dosis en estático. Esto fue debido a que, al permitir la irradiación en una franja muy estrecha, sólo se administraron 1 o 2 UM por disparo, en instantes muy espaciados en el tiempo, de manera que las fugas en la cámara de ionización comenzaron a ser significativas. Además, esto supuso que el acelerador trabajase en las condiciones límite de linealidad de la UM con la dosis. El análisis de las medidas realizadas con película muestra una tendencia creciente de la anchura a mitad de altura (FWHM) de los perfiles longitudinales para los BOAs de 15, 25 y 30%, respectivamente. Este aumento se traduce en un tamaño de campo 1 mm mayor con respecto al caso estático. Las medidas realizadas para un BOA de un 25% y distintos desplazamientos longitudinales de la cámara de ionización, registraron dosis similares a la registrada en estático, desviándose un máximo de un 0.7%.

BOA	Dosis (Gy)	D <sub>norm</sub> EST	FWHM (mm)
10%	2,13	1,015	
15%	2,11	1,007	32,69
25%	2,10	1,001	33,36
30%	2,10	1,000	33,13
35%	2,09	0,998	
40%	2,09	0,997	
50%	2,09	0,994	
60%	2,08	0,991	
70%	2,07	0,985	
80%	2,05	0,977	
90%	2,00	0,954	
100%	1,89	0,903	
No Sincro.	1,90	0,904	
Estático	2,10	1,000	32,22

Desp long (mm)	BOA 25% (mm)	D <sub>norm</sub> EST
27,00	6,94	1,004
19,06	4,75	1,005
9,04	2,26	1,007

### Conclusiones

Ventanas de *gating* o BOAs muy estrechas, es decir, que sólo permitan la irradiación del tumor en una franja igual o inferior a 4 mm de su desplazamiento longitudinal total, no parecen viables para la práctica clínica ya que suponen tiempos de irradiación por haz superiores a quince minutos para administrar del orden de 2 Gy, como es el caso de los tratamientos hipofraccionados de lesiones pulmonares y hepáticas.

A la luz de los resultados parece apropiado seleccionar BOAs de un 25-35% del desplazamiento tumoral ya que la precisión dosimétrica conseguida es similar en dichos casos y no mejora para BOAs más pequeñas. Sin embargo, en el caso de lesiones pulmonares en los que la geometría del tumor y los órganos de riesgo puede cambiar significativamente a lo largo del ciclo respiratorio, y por tanto, verse afectada la dosimetría en los órganos de riesgo, puede interesar ventanas de *gating* más estrechas, siempre y cuando sean compatibles con el estado físico del paciente y el tiempo total de irradiación.

## **Análisis de las correcciones interfacción en el posicionamiento de los pacientes mediante IGRT**

---

RODRÍGUEZ RODRÍGUEZ, C.\* , CABALLERO PEREA, B., LÓPEZ FERNÁNDEZ, A., SÁEZ BELTRÁN, M.

Servicio de Radiofísica. Unidad de Oncología. Hospital Universitario de Fuenlabrada, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: crodriguez.hdoc@salud.madrid.org

**Palabras clave:** IGRT, posicionamiento, incertidumbre, error sistemático.

### **Introducción**

La radioterapia guiada por la imagen (IGRT) permite caracterizar localmente las incertidumbres aleatorias en el posicionamiento de los pacientes, reducir las sistemáticas y aplicar márgenes adecuados a los volúmenes clínicos de tratamiento. En este trabajo analizaremos los estimadores de las desviaciones estándar de las variaciones aleatorias del posicionamiento en nuestro Centro, y determinaremos si hay diferencias significativas entre diferentes protocolos y diferentes localizaciones de tratamiento; también analizaremos los errores sistemáticos, globalmente y por patologías.

### **Material y métodos**

Las técnicas de IGRT se han realizado mediante dos aceleradores lineales Siemens Artiste equipados con flat panel y capaces de realizar imágenes portales y cone beam de megavoltaje.

Se han analizado datos de tratamientos de mama (conservadora y lecho de mastectomía), próstata, recto, pulmón, ORL, cerebro agrupados según tres protocolos distintos de IGRT en los que se han realizado imágenes portales ortogonales o cone beam, y en los que la estimación del error sistemático se ha establecido a partir de las correcciones en la posición de las tres o cinco primeras sesiones. Se han analizado las incertidumbres según las tres direcciones ortogonales: vertical, longitudinal y lateral. En el caso de la próstata se ha empleado un marcador fiducial (visicoil) como medio para localizar el volumen de tratamiento.

### **Resultados y discusión**

Las desviaciones estándar de la posición son de 0,2 cm para la mama (conservadora y lecho de mastectomía), recto y ORL. Para próstata y pulmón son cercanas a 0,3 cm. Ambas desviaciones se han establecido con incertidumbres inferiores a 0,05 cm ( $k=2$ ) que es valor que comienza a tener significación en el acelerador que aprecia correcciones hasta de 1 mm. Con diferencias del orden de décimas de milímetros, sin relevancia práctica, las desviaciones estándar son las mismas para las tres coordenadas ortogonales para todas las patologías salvo en el caso de la próstata en la que la coordenada vertical presenta una desviación estándar de aproximadamente 0,6 cm. En las localizaciones en las que se ha empleado mascarilla como inmovilización y estructuras óseas del cráneo como referencia se ha obtenido una desviación estándar de  $0,08 \pm 0,02$  cm para las coordenadas vertical y lateral y de  $0,15 \pm 0,03$  cm para la coordenada longitudinal, lo que posibilita la realización de técnicas que rozan la precisión submilimétrica.

Las coordenadas longitudinal y lateral no presentan errores sistemáticos apreciables. En la coordenada vertical hay varias patologías que presentan errores sistemáticos significativamente diferentes entre sí y de cero. No es posible hablar de un error sistemático global en esta coordenada. En mama y pulmón el error sistemático se encuentra entre 2 y 4 mm. Ha resultado también que en términos prácticos se obtiene una estimación de la corrección por error sistemático con suficiente aproximación tanto al emplear un protocolo off line de tres sesiones como de cinco sesiones.

### **Conclusiones**

Este trabajo ha permitido caracterizar nuestro sistema de IGRT y determinar los parámetros fundamentales para optimizar los protocolos de IGRT y para dar un primer paso hacia la reducción de márgenes en la delimitación de volúmenes. La separación por patologías realizada ha indicado que las variabilidades en la colocación dependen de la localización del tratamiento



## Verificación de la técnica de haz dividido (SPLIT) para IMRT dinámica, utilizando dosimetría con EPID

RICHART, J.<sup>1,\*</sup>, PEREZ-CALATAYUD, J.<sup>1,2</sup>, GRANERO, D.<sup>4</sup>, BALLESTER, F.<sup>3</sup>, SANTOS, M.<sup>1</sup>, RODRÍGUEZ, S.<sup>1</sup>, NAVARRO, M.A.<sup>1</sup>, PUJADES, M.C.<sup>2</sup>, CAMACHO, C.<sup>2</sup>.

<sup>1</sup> Servicio de Radioterapia. Hospital Clínica Benidorm, Benidorm, Alicante.

<sup>2</sup> Servicio de Radioterapia. Hospital La Fe de Valencia, Valencia.

<sup>3</sup> Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear (Universidad de Valencia) e IFIC (CSIC-Universidad de Valencia), Burjassot, Valencia.

<sup>4</sup> Servicio de Radiofísica, Eresa, Hospital General Universitario, Valencia.

\* Correspondencia – C-e: joserichart@clinicabenidorm.com

**Palabras clave:** IMRT dinámica, haz split, EPID, dosimetría portal, criterio gamma.

### Introducción

En los casos de no disponer de la licencia de “large IMRT field”, los planes de IMRT dinámica con Millenium 80 (Varian) los campos de amplitud mayor a 15 cm han de dividirse (Split). Puesto que el software de dosimetría EPID no permite sumar subfluencias divididas en la misma imagen portal dosimétrica, tienen que medirse por separado y compararse de forma independiente con las subfluencias previamente calculadas por el TPS Eclipse.

El propósito de nuestro trabajo es el desarrollo de una herramienta para: 1) analizar la correcta unión entre los dos campos, 2) estudiar el efecto de la gravedad y analizar las repercusiones de los posibles desajustes y 3) poner de manifiesto que la evaluación gamma se debe hacer con la suma global por cada fluencia de campo en lugar de la subfluencia individual.

### Material y métodos

Se ha utilizado un Varian 2100 CD Clinac equipado con Millenium 80 MLC, y EPID (AS500) con herramientas de dosimetría. En este trabajo, se han desarrollado macros en Matlab 7 software (MathWorks Inc,.....) para facilitar los procesos de importación y de normalización de los flujos de energía divididos, con el fin de obtener la fluencia compuesta por la suma de las dos divisiones. Se ha comparado la suma de las fluencias de energía calculadas y medidas según el criterio gamma 3% / 3 mm.

### Resultados y discusión

Para los planes clínicos analizados, la comparación entre la fluencia de energía calculada y medida está de acuerdo con el criterio gamma 3% / 3 mm. No se ha observado influencia del ángulo del brazo. Se ha simulado un desplazamiento de 1 mm y se ha observado que si es analizado de forma individual, la comparación gamma de la fluencia de energía de campos divididos está de dentro del 3% / 3 mm, pero si tenemos en cuenta la suma de las fluencias aparecen áreas de sobre e infra-dosificación de más del 5%.

### Conclusiones

Se ha desarrollado una herramienta para comparar la fluencia de energía medida / calculada que permite la correcta aplicación del análisis gamma.

## Calibración y uso de películas Gafchromic EBT2® para control de calidad en braquiterapia de alta tasa

MEILÁN BERMEJO, E.<sup>1,\*</sup>, DEL MORAL VILA, F.<sup>1</sup>, PEREIRA FERRADÁS, L.<sup>1</sup>, TEJEIRO GARCÍA, A.G.<sup>2</sup>, LÓPEZ MEDINA, A.<sup>2</sup>, ANDRADE ÁLVAREZ, B.<sup>2</sup>, VÁZQUEZ RODRÍGUEZ, J.S.<sup>2</sup>, MEDAL FRANCESCH, D.<sup>2</sup>, SALVADOR GÓMEZ, F.<sup>2</sup>, SALGADO FERNÁNDEZ M.<sup>3</sup>, MUÑOZ GARZÓN, V.M.<sup>4</sup>

- <sup>1</sup> Residente de Radiofísica Hospitalaria en el Hospital do Meixoeiro de Vigo.
- <sup>2</sup> Adjunto del servicio de Radiofísica y Protección Radiológica en el Hospital do Meixoeiro de Vigo.
- <sup>3</sup> Jefe del servicio de Radiofísica y Protección Radiológica en el Hospital do Meixoeiro de Vigo.
- <sup>4</sup> Jefe del servicio de Oncología radioterápica en el Hospital do Meixoeiro de Vigo.

\* Correspondencia – C-e: edumeilan@gmail.com

**Palabras clave:** braquiterapia, HDR, Nucletron, EBT2, calibración.

### Introducción

Uno de los retos de la dosimetría es la determinación de la dosis en superficie debido a su complejidad experimental. Las películas Gafchromic EBT2® tienen ciertas propiedades como una alta resolución espacial y una respuesta en dosis bastante precisa en un amplio rango de energías con una baja dependencia energética. Por estas razones se utilizan en muchas aplicaciones dentro de la radioterapia como por ejemplo medidas de dosis en piel.

Algunos de los problemas inherentes a la braquiterapia son: limitaciones del planificador, errores en el posicionamiento del aplicador o la transición aplicador-piel. Estos problemas pueden resolverse, o al menos detectarse, con las películas EBT2.

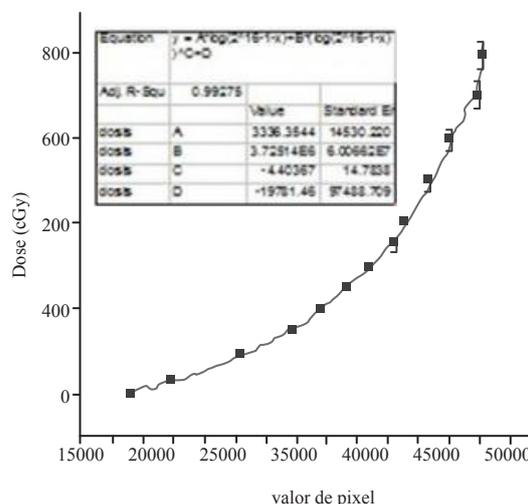
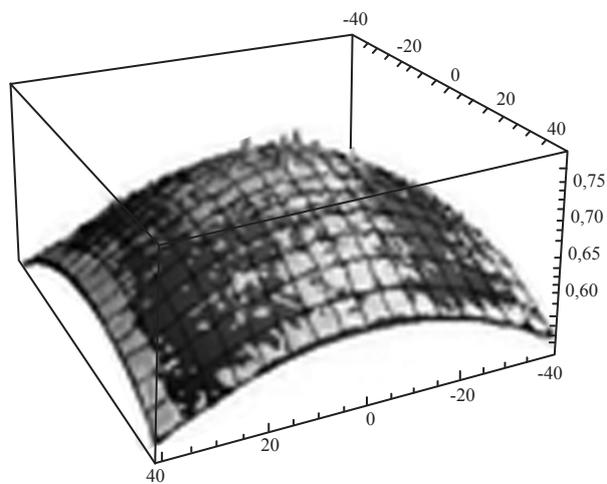
El objetivo de este trabajo es calibrar las películas EBT2 para su uso en braquiterapia, mostrar las dificultades que entraña este método y cómo pueden solucionarse para obtener una relación entre dosis y valor de píxel.

En nuestro hospital se han tratado más de 258 pacientes con braquiterapia durante 2010, 18 de los cuales fueron tratamientos de cáncer de piel. La principal aplicación de este estudio será medir la dosis en la superficie de la piel en este tipo de tratamientos y comprobar si la dosis calculada por el planificador se corresponde con la depositada en el tejido (medida con las películas).

### Material y métodos

El Microselectron cargado con <sup>192</sup>Ir de alta tasa (Nucletron) es uno de los sistemas más usados en braquiterapia. Su fuente se ha simulado ampliamente para su caracterización. Los datos publicados por Daskalov son los más consultados sobre este tema. Se han usado estos datos para obtener una relación entre dosis y tiempos de parada usando la tasa de kerma en aire de nuestra fuente.

Un catéter 6F (un catéter de plástico con una circunferencia exterior de 6 mm) se colocó sobre un bloque de agua sólida Gammex. Se realizaron una serie de medidas de calibración entre 0.3 y 8 Gy. Los tiempos de parada fueron calculados para cada punto de la calibración usando la relación previamente calculada. La profundidad elegida para la calibración fue de 2 cm para conseguir un compromiso entre un tiempo pequeño de la fuente fuera del Microselectron y posibles errores como una alineación incorrecta o errores de posicionamiento debidos a la pequeña distancia entre fuente y placa. La dosis de calibración se calculó a 2 cm en dirección perpendicular a la posición de parada de la fuente. Esto significa que las placas de la calibración no se irradiaron homogéneamente, hecho que se consideró en el cálculo de dosis. Las placas se escanearon transcurridas 24 horas desde la irradiación. Se escanearon cinco veces y las imágenes se promediaron con el fin de reducir el ruido mediante un programa específico que trabaja sobre el canal rojo. La falta de uniformidad en el escáner también fue tenida en cuenta y corregida mediante software.





El procesado de la imagen se hizo con un programa desarrollado en nuestro servicio, con código fuente escrito en Mathematica. Como la placa no fue irradiada homogéneamente, el objetivo fue obtener el valor de píxel en la posición más cercana a la de parada de la fuente (que corresponde con el valor de píxel máximo). Un ajuste por mínimos cuadrados a la función

$$f(x,y)=A_1+A_2x+A_3y+A_4x^2+A_5y^2+A_6x^3+A_7y^3+A_8xy+A_9xy^2+A_{10}x^2y+A_{11}x^2y^2$$

redujo el ruido estadístico asociado a película y escáner.

### Resultados y discusión

Con la configuración experimental expuesta y el análisis de los resultados se obtuvo una relación entre dosis y valor de píxel. Se representaron estos puntos en una gráfica usando Origin (OriginLab) y el resultado se puede ver en la figura. Estos datos se ajustaron a la ecuación

$$D = B_1 \cdot \log(PV) + B_2 \cdot [\log(PV)]^3 + B_4, \text{ siendo PV el valor de píxel en formato Omnipro I'mRT.}$$

### Conclusiones

Este método permite un buen ajuste para la calibración de las películas EBT2 para su uso en controles de calidad de braquiterapia. El ajuste por mínimos cuadrados de los pares de datos valor de píxel-dosis hace posible determinar un factor de calibración. Este método resulta adecuado para propósitos de calidad en tratamientos de braquiterapia.

Este trabajo ha sido respaldado por la Consellería de Economía e Industria de la Xunta de Galicia (Grant 09SIN007CT).

## Ventajas e inconvenientes del uso de técnicas no coplares en radioterapia 3D conformada de abdomen

UREÑA LLINARES, A. \*, CASTRO RAMÍREZ, I., IBORRA OQUENDO, M.A., QUIÑONES RODRÍGUEZ, L.A., ANGULO PAIN, E.

U.G.C. Radiofísica Hospitalaria. Hospital Puerta del Mar, Cádiz.

\* Correspondencia – C-e: aull@eresmas.com

**Palabras clave:** dosimetría clínica, 3DCRT, no coplanariedad, abdomen, OR.

### Introducción

La radioterapia 3D en localizaciones de abdomen, sobre todo en cánceres de páncreas y estómago suele ser extremadamente complicada si queremos cumplir las restricciones de dosis en órganos de riesgo debido a la proximidad y multitud de éstos (hígado, riñones, intestino, pulmones, médula...). De todos ellos, los más críticos son los riñones, que además presentan unos valores de tolerancia, en la mayoría de los casos difíciles de cumplir. Para ello, se están utilizando en nuestro hospital técnicas no coplares obteniendo buenos resultados tanto en recubrimiento de PTV como en dosis a ambos riñones.

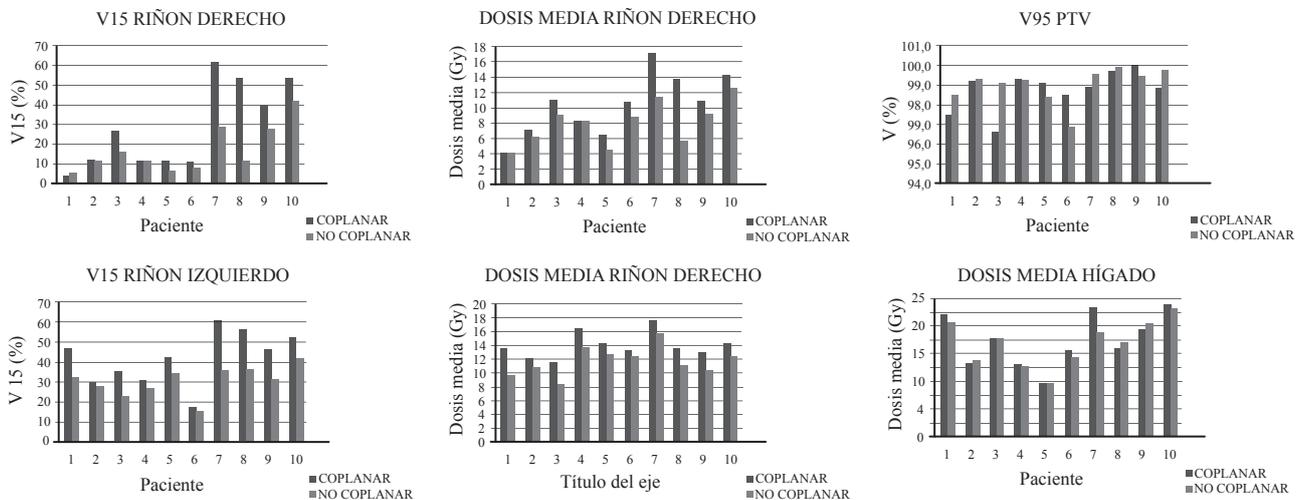
### Material y métodos

PCRT v. 5.08 Tablas de tolerancia de órganos de riesgo de EMAMI y de QUANTEC.

Se han escogido diez pacientes con cáncer de páncreas o estómago con unas dosis prescritas de 45 Gy o 50,4 Gy. Se han planificado dos planes con tres campos (anterior y dos laterales) o con cuatro campos en caja, uno de ellos con haces coplares y el otro realizando no coplares realizando giros de mesa. En todos los planes no coplares se ha realizado giros de mesa en al menos el haz anterior y en muchos de ellos todos los haces restantes para optimizar al máximo el bloqueo de los riñones por la colimación multiláminas. En cualquier caso, nunca se han conformado las láminas manualmente para evitar la variabilidad introducida por el dosimetrista y para que la comparación entre planes sea válida y reproducible. Analizamos una serie de indicadores para evaluar la bondad de la nueva técnica de un modo objetivo. En cualquier caso nunca se han obtenido dosis mayores al 107% de la dosis prescrita en ninguno de los planes. Para el PTV utilizamos el V95 intentando lograr que al menos el 95% de la dosis recubra el 95% del volumen. En el caso de los riñones evaluamos la dosis media y el V15. Para el hígado evaluamos la dosis media.

### Resultados y discusión

Quedan reflejados en las gráficas y tablas de más abajo.



VOLUMEN	RIÑÓN DERECHO		RIÑÓN IZQUIERDO		HIGADO		PTV					
	MAGNITUD	DOSIS MEDIA (Gy)	MAGNITUD	DOSIS MEDIA (Gy)	DOSIS MEDIA (Gy)	DOSIS MEDIA (Gy)	V95 (%)					
TÉCNICA	COP	NO COP	COP	NO COP	COP	NO COP	COP	NO COP				
PROMEDIO	28,4	16,9	10,2	8,0	42,1	30,7	14,0	11,8	17,4	16,8	98,8	99,0

### Conclusiones

La nueva técnica implica una reducción considerable de la dosis a los riñones (tanto para la dosis media como para la dosis al 15% de volumen), principal objetivo de nuestro estudio. En cuanto al recubrimiento del PTV no hay una mejora determinante y depende del caso. La desventaja en términos dosimétricos radica en una mayor dosis en pulmones aunque no puede evaluarse al no realizarse TCs que los incluyan completamente. Sin embargo, la dosis en pulmones, a pesar de evaluarlos parcialmente no llega a superar la dosis de restricción V20<30%, establecida para todo el pulmón en ninguno de los diez casos estudiados. En cuanto a la dosis media en hígado, tampoco el uso de una técnica no coplanar implica mejora significativa alguna. Sin embargo, la técnica no coplanar ofrece un mayor de tiempo de tratamiento ya que los giros de mesa no pueden realizarse automáticamente desde la consola de control y los haces no coplares no son válidos a la hora de colocar al paciente mediante imágenes portales lo que implica la necesidad de enviar dos haces ortogonales adicionales para su colocación en la primera sesión de tratamiento y en las siguientes verificaciones semanales.

## Verificación de tratamientos complejos de ORL en 3D conformada con la matriz bidimensional de detectores PTW 2D ARRAY Seven 29 (T10024)

UREÑA LLINARES, A. \*, RAMOS CABALLERO, L.J., ANGULO PAIN, E., IBORRA OQUENDO, M.A.

U.G.C. Radiofísica Hospitalaria. Hospital Puerta del Mar, Cádiz.

\* Correspondencia – C-e: aull@eresmas.com

**Palabras clave:** IMRT directa, 3DCRT, verificación de tratamientos, cabeza y cuello, dosimetría clínica.

### Introducción

Ante la inminente implantación de los tratamientos de IMRT en nuestro centro, hemos considerado como paso previo, la verificación de los tratamientos de cabeza y cuello de 3D conformada que actualmente se imparten. Debido a la complejidad de dichos tratamientos (que podrían considerarse casi como una IMRT directa) y a la escasez de tiempo disponible del acelerador, se propone la verificación mediante la comparación de la dosis absorbida en el isocentro y la de los mapas coronales de dosis obtenidos por el planificador con los experimentales del 2D-ARRAY.

### Material

Maniquí Octavius Phantom de PTW (T40051). PTW 2D-ARRAY seven29 (T10024) y ARRAY Interface. Acelerador lineal de electrones Siemens ONCOR con MLC de 160 láminas. Planificador PCRT v. 5.08. Programa de análisis de dosis Verisoft v.4.0 de PTW.

### Métodos

Una vez validado en el planificador PCRT el tratamiento de cinco casos típicos de ORL por el Oncólogo Radioterápico se procede a su exportación y cálculo en el maniquí OCTAVIUS, del que previamente se ha realizado un TC de simulación haciendo coincidir el isocentro del tratamiento con la cámara central del 2D-ARRAY. De ahí obtenemos un mapa de dosis en el plano coronal coincidente con el plano de las cámaras de ionización del 2D-ARRAY así como la dosis en la cámara central. Se imparten los tratamientos en el maniquí OCTAVIUS de la misma forma que en el paciente y se compara la dosis haz a haz para ver posibles dependencias angulares, atenuación de la mesa, exactitud de la dosis de las cuñas (Siemens establece una tolerancia del 5% en la dosis para la cuña de 60°)...

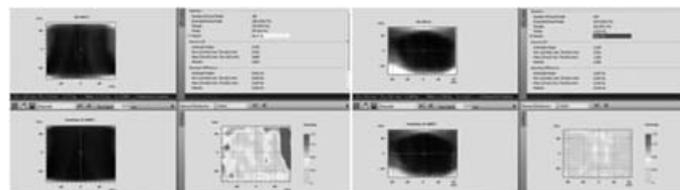
El tratamiento consiste en diez o doce haces de fotones no coplanares cuyos ángulos van de 165° a 195°. Sólo dos de los campos irradian la médula, el resto la bloquean con multiláminas. Usando el programa verisoft comparamos la dosis absorbida por la cámara central del 2D- ARRAY con la calculada por el planificador. Así mismo, también se realiza una comparación de la dosis relativa obtenida por el 2D-ARRAY con los mapas coronales de dosis generados por el planificador. El análisis de la función gamma (5 mm - 5% y 3 mm - 3%) así como el tanto por ciento de los puntos que pasan dicho criterio se presentan como un buen indicador para establecer la bondad de la dosimetría y su ajuste a lo planificado.

### Resultados y discusión

De los cinco pacientes analizados los resultados son los siguientes:

	Dosis en el isocentro (Gy)			Puntos que pasan el criterio gamma 3 mm y 3%	Puntos que pasan el criterio gamma 5% y 5 mm
	TPS	2D-ARRAY	Error (%)		
Paciente 1	1,97	2,04	3,4	99,1	99,5
Paciente 2	1,83	1,82	-0,6	90,1	98,5
Paciente 3	1,65	1,62	-1,8	75,7	94,9
Paciente 4	1,81	1,86	2,5	84,4	93,3
Paciente 5	1,95	1,91	-2,1	99,1	100,0

Como ejemplo mostramos los análisis para el paciente 4 y del 5 para el criterio gamma (3 mm y 3%).



### Conclusiones

A tenor de los resultados obtenidos podemos concluir la idoneidad tanto de la técnica como del diseño experimental de verificación de tratamientos. La rapidez, reproducibilidad y el análisis inmediato de los resultados en la verificación hacen que este método sea adecuado en centros como el nuestro, en donde la presión asistencial hace que el tiempo de disponibilidad de máquina sea muy reducido.

## Tratamiento craneoespinal multi-isocéntrico con IMRT y guiado por imagen en acelerador lineal basado en Gantry

SÁEZ BELTRÁN, M.\*, CABALLERO PEREA, B., RODRÍGUEZ RODRÍGUEZ, C., ARMINIO DÍAZ, E., LÓPEZ FERNÁNDEZ, A., GÓMEZ FERVIENZA, J.R., CRESPO DÍEZ, P., CANTARERO VALENZUELA, N., ÁLVAREZ SÁNCHEZ, M., MARTÍN MARTÍN, G.

Unidad de Oncología, Hospital Universitario de Fuenlabrada. Fuenlabrada, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: moises.saez@salud.madrid.org

**Palabras clave:** irradiación craneoespinal, múltiples isocentros, IMRT, IGRT, dosimetría clínica.

### Introducción

El objetivo es la realización un tratamiento craneoespinal con un acelerador lineal basado en gantry dotado de MLC, mesa de fibra de carbono y capacidad de Imagen Guiada. La gran longitud de tratamiento (paciente de 1,80m de altura) supuso una gran dificultad por necesitar todo el recorrido del movimiento longitudinal de la mesa para poder cubrir adecuadamente el PTV, y además librar los tornillos de sujeción metálicos del extensor craneal de la mesa que impedía incidencias posteriores.

### Material y métodos

Para poder determinar exactamente la posición de los tornillos de la indexación respecto a la mesa en la planificación se realizó un TAC previo a la mesa de tratamiento del acelerador en toda su longitud, contorneando el tablero de carbono, los puntos de indexación y los tornillos de sujeción del extensor craneal.

Para garantizar la comodidad y reproducibilidad del tratamiento, el paciente fue colocado en decúbito supino, inmovilizado con una mascarilla termoplástica de cabeza y hombros, cuña en las rodillas y brazos libres. Ambos TAC se fusionaron y co-registraron las marcas de indexación de la mesa e inmovilizador para escoger la posición más conveniente para poder tratarse en toda su longitud, obligando a la mesa a alcanzar la posición más extendida para poder alcanzar adecuadamente el Saco Tecal. Se transfirieron los contornos de la mesa al TAC del paciente para tenerlos en cuenta a la hora de escoger las orientaciones de los campos.

Además se midió mediante un array de cámaras la transmisión del extremo de la mesa (sin extensor) para medir la atenuación del extremo y poder determinar la máxima apertura de los campos con incidencia posterior. Una vez determinado, se dispusieron 3 isocentros (Caudal, Tórax, Craneal) con al menos 4 cm de solapamiento entre los campos adyacentes para poder modular las fluencias. La orientación de los campos escogida varió entre los isocentros. Para el Isocentro Craneal se escogieron campos laterales y anteriores para poder librar los tornillos de sujeción del extensor de la mesa. En el Isocentro de Tórax campos oblicuos posteriores y anterior, y en el Isocentro Caudal campos oblicuos posteriores. En total fueron 13 campos (6+4+3).

Para generar el PTV se dio un margen de 1 cm al CTV, y se tomó como órganos de riesgo los pulmones, los riñones, tiroides, y el contorno externo. Se procuró disminuir la dosis integral introduciendo restricciones en el contorno externo. Se realizó un tratamiento de IMRT, tipo *step&shoot*, a partir de las orientaciones seleccionadas, manteniendo la homogeneidad de la dosis prescrita en las zonas de solapamiento. En zonas puntuales fuera de las de solapamiento se modificó manualmente las fluencias, para evitar puntos calientes superiores al 107% una vez segmentadas.

Se realizó un control de calidad de los campos de IMRT y se verificó mediante cámara de ionización, array bidimensional de cámaras de ionización y película radiocrómica la dosis en las zonas de solapamientos de campos. Se realizó una simulación del paciente en la mesa en la posición de tratamiento para poder medir el pandeo de la mesa entre las posiciones sucesivas de la mesa para cada isocentro, dato que se usó para corregir la altura de la mesa en el tratamiento. Se contó con un acelerador con MLC de láminas de 0.5 cm de grosor nominal a DFS=100 cm y un sistema de adquisición de ConeBeam de Megavoltaje de 6MV.

El posicionamiento del paciente se realizó de la siguiente manera para cada sesión: Se realiza primero un ConeBeam para el Isocentro Caudal, que es el más exigente pues la mesa estaba en la posición más extrema. Se ajustaba la posición longitudinal de manera que estuviera dentro de los límites de tratamiento. Después se realizaban placas en el segundo isocentro y un Conebeam en el último isocentro. Se verificaba que la posible traslación en cada eje era menor de 0.8 cm, correspondiente a la colocación del CTV dentro del PTV, pero no se aplicaba ninguna corrección. No se trató ningún campo hasta que, sólo cuando se verificó que se cumplían las condiciones anteriores en todos los isocentros, se volvía a la posición del Isocentro Caudal para comenzar el tratamiento.

### Resultados y discusión

El pandeo total entre los isocentros Caudal y Craneal fue de 3 mm máximo. El tratamiento resultó en 193 segmentos, con una duración total de tratamiento de 20 minutos, que aumentaba a 40 min teniendo en cuenta las adquisiciones de imagen, e incrementándose a 60 minutos en las primeras sesiones del tratamiento. La verificación tanto de la fluencia de los campos como de la homogeneidad en las zonas de solapamiento resultó satisfactoria dentro de los estándares de control de calidad para la técnica de IMRT. No se apreciaron zonas de infra o sobredosificación como en otras técnicas de tratamiento para este tipo de lesiones.

### Conclusiones

Es posible realizar tratamientos craneoespinales de una manera segura, reproducible y automática mediante IMRT e Imagen Guiada en aceleradores lineales basados en gantry.

# Área 06

## Métodos y algoritmos de cálculo, modelación y simulación

Sistemas de planificación del TTO  
(software y hardware)

Algoritmos para dosimetría interna

Reconstrucción de imágenes médicas y simulación

Fusión de imágenes para el tratamiento  
con radiaciones

Simulación y modelación de detectores

Utilización del método de Monte Carlo, SPM, etc.

Métodos de simulación, cálculo y modelación  
en protección radiológica

Maniqués antropomórficos para simulación

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





Un sistema de “razonamiento basado en casos” para la optimización de dosis en braquiterapia prostática de alta tasa . . . . .	325
González Sancho, J.M., Crelgo Alonso, D., García Hernández, J.J., Fernández García, J., Sánchez Galiano, P., Prada Gómez, P., González Suárez, H., Sanz Moniche, D., Sampedro Álvarez, E., Pamos Ureña, M., Vivanco Parellada, J.	
Atenuación producida por la mesa de tratamiento de un acelerador lineal y su modelado en un sistema de planificación . . . . .	327
Sánchez Galiano, P., González Sancho, J.M., Crelgo Alonso, D., Pamos Ureña, M., García Hernández, J.J., Fernández García, J., Vivanco Parelladam J.	
Notas sobre la implementación del formalismo TG-43 en braquiterapia de alta tasa . . . . .	329
Sendón del Río, J.R., González Ruiz, C., García Marcos, R., Jiménez Rojas, R., López Bote, M.A.	
Validación de la técnica IMRT para el conjunto acelerador Synergy-Elekta y planificador XiO v4.5, CMS . . . . .	330
García Hernández, M.J., Pedrero de Aristizabal, D., Ayala Lázaro, R., Ruiz Galán, G., Jiménez Rojas, R., García Marcos, R., López Bote, M.A.	
Cálculo del factor de retrodispersión en agua y comparativa con los valores en aire . . . . .	331
Miñano Herrero, J.A., Sarsa Rubio, A., Roldan Arjona, J.M.	
Cuantificación de las diferencias entre las versiones 4.40 y 4.60 de los algoritmos de superposición de XiO (CMS) . . . . .	332
Del Moral, F., Pereira, L., Meilán, E., Andrade, B., Salgado, M.	
Desarrollo de un software gratuito para el registro automático durante el control de calidad de la IMRT con películas . . . . .	333
Del Moral, F., Meilán, E., Pereira, L., Salvador, F., Muñoz, V., Salgado, M.	
Evaluación de un algoritmo de cálculo Monte Carlo para haces de fotones de 6 MV y 15 MV de un acelerador Siemens de 160 láminas . . . . .	334
Zucca Aparicio, D., Pérez Moreno, J.M., Fernández Letón, P., García Ruiz-Zorrilla, J., Miñambres Moro, A.	
Influencia de la elección de los parámetros del TAC en el cálculo de volúmenes para distintos planificadores . . . . .	336
Sánchez Mazón, J., Raba Díez, J.I., Vázquez Rodríguez, J.A., Pacheco Baldor, M.T., Mendiguren Santiago, M.A.	
Evaluación dosimétrica de partículas radiactivas discretas . . . . .	337
Moraleda, M., Gómez-Ros, J.M., Navarro, T.	
Simulación Monte Carlo de la medida in-vivo de contaminación en pulmón . . . . .	338
Moraleda, M., Gómez-Ros, J.M., López, M.A., Navarro, J.F., Broggio, D.	
Modelado de la mesa de tratamiento . . . . .	339
Ruiz Arrebola, S., Vilches Pacheco, M., Manchado de Sola, F., Guirado Llorente, D.	
Motor de cálculo del sistema de planificación para la radioterapia con microhaces . . . . .	340
Martínez-Rovira, I., Sempau, J., Bravin, A., Prezado, Y.	
Estudios de potenciación de dosis en radioterapia con microhaces . . . . .	341
Martínez-Rovira, I., Prezado, Y.	
Optimización geométrica mediante simulación Monte Carlo de minihaces de radiación sincrotrón para uso terapéutico . . . . .	342
Manchado, F., Vilches, M., Guirado, D., Lallena, A.M.	

Control de calidad del nuevo código Monte Carlo del planificador multiplan para Cyberknife. . . . .	343
Fayos Ferrer, F., Antolín Sanmartín, E., Simón de Blas, R., Palazón Cano, I., Bertomeu Padín, T., Gutiérrez Sárraga, J., Rey Portolés, G.	
Utilización del maniquí de imagen SEFM para control de calidad de planificadores en estudios de MVCT de tomotherapy . . . . .	344
Hernández Rodríguez, J., García Repiso, S., Martín Rincón, C., Verde Velasco, J.M., Ramos Pacho, J.A., Montes Fuentes, C., De Sena Espinel, E., Martín Núñez, J., Gómez Llorente, P.L., Fernández Bordes, M.	
Simulación Monte Carlo con PENELOPE y parámetros del TG-43 para la fuente de <sup>125</sup> I selectSeed de Nucletron usada en braquiterapia . . . . .	345
Juan-Senabre, X.J., Porras, I., Lallena, A.M.	
Consideraciones sobre el cálculo de volúmenes en dos sistemas de planificación . . . . .	346
Gómez-Tejedor Alonso, S., Rincón Pérez, M., Penedo Cobos, J.M., García Castejón, M.A.	
Simulación Monte Carlo de un tratamiento de braquiterapia ginecológica de alta tasa teniendo en cuenta las heterogeneidades. . . . .	347
Berenguer Serrano, R., Rivera Jiménez, M., Núñez Quintanilla, A.T., De la Vara Olivas, V., Gutiérrez Pérez, M., Sabater Martí, S.	
Utilización del código MCNP y GEANT para el estudio de la respuesta energética de detectores de energía dual . . . . .	348
Juste, B., Morera, D., Miró, R., Verdú, G.	
Aceleración del cálculo de planificadores de radioterapia mediante paralelización con GPUS . . . . .	349
Reinado, D., Cózar, J., Alonso, S., Chinillach, N., Cortina, T., Ricos, B., Díez, S.	
Análisis de la fiabilidad de los histogramas dosis-volumen en el planificador XiO de CMS	
Marqués Fragueta, E., Suero Rodrigo, M.A.	
Simulación de la semilla I25.S16 de Bebig en los aplicadores oftálmicos COMS . . . . .	351
Miras, H., Terrón, J.A., Pérez, M.A., Macias, J., Moreno, J.C., Campo, J.L., Ortiz, M., Arrans, R., Ortiz, A., Fernández, D.	
Modelado, planificación y validación del XiO® CMS para tratamientos TBI (SSD extendida de 400 cm) . . . . .	352
Teijeiro, A., Pereira, L., Del Moral, F., Vázquez, J., López Medina, A., Medal, D., Andrade Alvarez, B., Salgado Fernández, M. Muñoz, V.	
Validación dosimétrica de un sistema de planificación comercial VMAT: dosis absoluta y factores de campo . . . . .	353
Clemente Gutiérrez, F., Cabello Murillo, E., Ramírez Ros, J.C., De la Casa de Julián, M.A.	
Influencia del orden de introducción de un conjunto de objetivos en planificaciones de tratamientos IMRT de próstata . . . . .	354
Maravilla Limorte, M., Gómez Martín, C., Alonso Iracheta, L., Béjar Navarro, M.J., Capuz Suárez, A.B., Colmenares Fernández, R., Morís Pablos, R., Rot Sanjuán, M.J.	
Planificación de pelvis usando el algoritmo DMPO de Pinnacle <sup>3</sup> . . . . .	356
Dorado Rodríguez, M.P., Esposito, R.D., Planes Meseguer, D.	
Simulación de la reducción de mortalidad por cáncer de mama en programas de cribado mamográfico . . . . .	357
Zamora, L.I., Forastero, C., Guirado, D., Lallena, A.M.	
Aplicación para la verificación de unidades monitor del sistema de planificación de tratamientos . . . . .	358
Suero Rodrigo, M.A., Marqués Fragueta, E.	
Modelado de haces en un sistema de planificación de tratamientos de radioterapia externa con la ayuda de herramientas externas . . . . .	359
Suero Rodrigo, M.A., Marqués Fragueta, E.	
Simulación Monte Carlo de los aplicadores CCX y CXS para braquiterapia oftálmica de retinoblastoma. . . . .	360
Hermida López, M., Seoane Ramallo, A., Fa Asensio, X., Sáez Beltrán, J., Sánchez, N., Toribio, I., Beltran Vilagrassa, M.	

Un método sencillo para estimar la influencia de los elementos externos al paciente en la distribución de dosis absorbida en pacientes de radioterapia . . . . .	361
Jiménez Albericio, J., Cortés Rodicio, J., Laliena Bielsa, V., García Romero, A., Millán Cebrián, E., Hernández Vitoria, A., Ortega Pardina, P., Lardies Fleta, D., Canellas Anoz, M.,	
Calibración de un EPID para la realización de dosimetría portal pretratamiento de no transmisión en IMRT: el algoritmo iGRiMLO. . . . .	362
González, V., De los Dolores, V., Martínez, J., Pastor, V., Gimeno, J., Guardino, C., Crispín, V.	
Ampliación de la base de espectros del IPEM mediante técnicas de Monte Carlo. . . . .	363
Otal Palacín, A., Forner Forner, A., Iriondo Igerabide, U., Miquelez Alonso, S., Martín Albina, M.L., Mañeru Cámara, F., Pellejero Pellejero, S., Lozares Cordero, S., Soto Prados, P.M., Rubio Arróniz, A.	
Determinación del offset campo de radiación-luz de campo en el modelado del acelerador Synergy . . . . .	364
Perucha Ortega, M., Velazquez Miranda, S., Carrasco Herrera, M.A., Herrador Córdoba, M.	
Caracterización de la fuente de fotones de aceleradores lineales de uso clínico . . . . .	365
González, W., Lallena, A.	
Cálculos de dosis en radiodiagnóstico sobre los maniquíes <i>voxelizados</i> ICRP 110 mediante el método de Monte Carlo. . . . .	366
Salvadó, M., Hernández-Girón, I., Morant, J.J., Casanovas, R., López, M., Calzado, A.	
Aplicaciones de un modelo estadístico a la dosimetría de fuentes lineales de braquiterapia . . . . .	368
Sabariego, M.P., Lallena, A.M., Porras, I.	
Técnicas Monte Carlo para el estudio del fraccionamiento en pacientes de cáncer de cabeza y cuello tratados con radioterapia . . . . .	369
Carrasco Herrera, M.A., Jimenez Dominguez, M., Perucha Ortega, M., Herrador Córdoba, M.	
Caracterización con GEANT4 del colimador multiláminas siemens 160-MLC™ en un acelerador lineal Siemens Oncor™ . . . . .	370
Cortés Giraldo, M.A., Miras, H., Arráns, R., Gallardo, M.I., Quesada, J.M.	
Intercomparación eurados de medidas in vivo y modelización Monte Carlo para la determinación de americio en hueso en un maniquí USTUR . . . . .	371
López, M.A., Navarro, J.F., Pérez, B., Navarro, T., Broggio, D., Capello, K., Cardenas-Mendez, E., El-Faramawy, N., Franck, D., James, A.C., Kramer, G.H., Lynch, T.P., Ruhm, W., Weitzenegger, E.	
Control de calidad del módulo de braquiterapia del sistema de planificación Oncentra MasterPlan V3.3. . . . .	372
De la Monja Rey, P., Torres Pozas, S., Sánchez Carrascal, M., Macías Verde, D., Martín Oliva, R.	
Evaluación de un sistema de planificación para braquiterapia aplicando el método de Monte Carlo y medidas experimentales . . . . .	374
Gerardy, I., Ródenas, J., Gallardo, S.	
Estudio de la reconstrucción del espectro primario de rayos X a partir de la simulación de detectores de semiconductor . . . . .	375
Querol A., Gallardo S., Ródenas J., Verdú G.	
Modelizado de la radiación dispersa del cabezal de un A.L.E. mediante una fuente extrafocal extendida gaussiana. . . . .	376
Quiñones Rodríguez, L.A., Richarte Reina, J.M., Castro Ramirez, I.J., Iborra Oquendo, M., Angulo Paín, E., Ureña Llinares, A., Lupiani Castellanos, J., Ramos Caballero, L.J.,	
Reducción de tiempo y automatización de las actividades rutinarias de planificación mediante el uso de macros. . . . .	377
Alamán, C., Pérez-Alija, J., Herrero, C., Del Real, R., Osorio, J.L., Almansa, J.	
Programa de verificación del cálculo para un sistema de planificación de braquiterapia de alta tasa de dosis (PLATO). . . . .	378
Almansa, J., Alamán, C., Pérez-Alija, J., Herrero, C., Del Real, R., Osorio, J.L.	

Experiencia en la aplicación de las recomendaciones GEC-ESTRO. Prescripción de dosis y comparación con los puntos tradicionales de protocolo . . . . .	379
Lliso, F., Tormo, A., Rodríguez, S., Santos, M., Roldán, S., Navarro, M.A., Richart, J., Carmona, V., Muñoz, M., Perez-Calatayud, J., Ballester, F., Granero, D., Pujades, M.C., Camacho, C.	
Evaluación de la perturbación de la malla mamaria TiLoop Bra en el proceso de planificación-tratamiento radioterápico . . . . .	380
Camacho, C., Pujades, M.C., Pérez-Calatayud, J., Lliso, F., Carmona, V., Richart, J., Ballester, F.	
Comparación dosimétrica entre TG-43 y cálculos Monte Carlo usando el aplicador Freiburg Flap para tratamientos de piel con braquiterapia HDR. . . . .	381
Vijande, J., Ballester, F., Granero, D., Pujades, M.C., Perez-Calatayud, J., Lliso, F., Carmona, V., Camacho, C.	
Tratamiento de irradiación parcial de mama usando radioterapia de electrones modulados (MERT) en combinación con IMRT . . . . .	382
Palma, B.A., Ureba, A., Leal, A.	
Optimización de dosis basada en programación lineal implementada en un sistema para la planificación de tratamiento en Monte Carlo . . . . .	383
Ureba, A., Palma, B.A., Leal, A.	
Simulación del espectro de neutrones producido por un haz de radioterapia de alto voltaje en el interior de un maniquí antropomórfico . . . . .	384
González-Soto, X., Amgarou, K., Lagares, J.I., Muñoz, J.L., Mendez, R., Expósito, M.R., Gómez, F., Domingo, C., Sánchez-Doblado, F.	
Dependencia de la fluencia térmica de neutrones en el tamaño del búnquer en instalaciones de radioterapia . . . . .	385
González-Soto, X., Amgarou, K., Lagares, J.I., Expósito, M.R., Gómez, F., Domingo, C., Sánchez-Doblado, F.	



## Un sistema de “razonamiento basado en casos” para la optimización de dosis en braquiterapia prostática de alta tasa

GONZÁLEZ SANCHO, J.M.<sup>1,\*</sup>, CRELGO ALONSO, D.<sup>1</sup>, GARCÍA HERNÁNDEZ, J.J.<sup>1</sup>, FERNÁNDEZ GARCÍA, J.<sup>1</sup>, SÁNCHEZ GALIANO, P.<sup>1</sup>, PRADA GÓMEZ, P.<sup>2</sup>, GONZÁLEZ SUÁREZ, H.<sup>2</sup>, SANZ MONICHE, D.<sup>1</sup>, SAMPEDRO ÁLVAREZ, E.<sup>1</sup>, PAMOS UREÑA, M.<sup>1</sup>, VIVANCO PARELLADA, J.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Unidad de Radiofísica, Hospital Universitario Central de Asturias, Oviedo.

<sup>2</sup> Servicio de Oncología Radioterápica, Hospital Universitario Central de Asturias, Oviedo.

\* Correspondencia – C-e: josemanuel.gonzalezs@sespa.princast.es

**Palabras clave:** braquiterapia de próstata, alta tasa de dosis, optimización de dosis, razonamiento basado en casos, sistemas expertos.

### Introducción

En la planificación de los implantes de braquiterapia prostática de alta tasa (HDR) es necesaria una optimización de los tiempos y posiciones de parada de la fuente, para una configuración dada de agujas, con el fin de cumplir con las restricciones impuestas a la dosimetría. Se han propuesto algoritmos que realizan esta optimización y se comercializan con varios sistemas de planificación de tratamientos (SPT). Algunos SPT permiten también una optimización manual, asistida con herramientas gráficas, bien para realizar todo el implante o para mejorar los resultados de los algoritmos automáticos. Una característica común a todos los algoritmos de optimización es que consideran cada caso como un problema nuevo y no utilizan ninguna información de implantes anteriores similares, que probablemente poseen una solución dosimétrica también similar. Estos casos tienen el valor añadido de haber sido aceptados clínicamente para el tratamiento y cumplen con todas las restricciones dosimétricas. En este trabajo presentamos un sistema de “razonamiento basado en casos” (RBC) que realiza la optimización de cada dosimetría buscando ejemplos similares en una base de datos de conocimiento, construida a partir dosimetrías de pacientes anteriores. Un sistema RBC es una metodología utilizada en inteligencia artificial para construir sistemas expertos con el fin de resolver problemas nuevos a partir de otros similares ya resueltos. Consta de una base de datos de conocimiento que almacena la experiencia acumulada, una métrica en el espacio de los casos para evaluar la similitud entre ellos y un método de adaptación y combinación de las soluciones de los casos más próximos al nuevo problema para producir una solución del mismo.

### Material y métodos

En el servicio de oncología radioterápica del Hospital Universitario Central de Asturias se realiza desde hace 10 años la optimización manual de dosis en las aplicaciones de HDR de próstata eco-guiadas mediante una herramienta gráfica proporcionada por el SPT, asistida en ocasiones con el algoritmo de optimización geométrica en volumen incluido en el mismo. Se han seleccionado 317 casos de todos los pacientes tratados entre diciembre de 2007 y enero de 2010 para construir la base de datos de conocimiento de un sistema RBC. Los implantes se indexan por el número de identificación de paciente asignado por el SPT y se agrupan por el número de agujas implantadas y cortes de ultrasonido. Los datos almacenados para cada paciente son: el volumen prostático, las posiciones de los centroides en cada corte de los distintos contornos (próstata, uretra y recto), las posiciones de las agujas en el corte central, el número de cortes ecográficos que contiene el estudio, y todos los tiempos relativos de parada de la fuente en cada posición de parada dentro de cada aguja. Con el fin de comparar implantes se ha definido una métrica de similitud entre aplicaciones que tiene en cuenta tanto las distancias relativas entre agujas como la posición de la uretra en cada corte respecto a las mismas. Una vez realizado el contorno en la nueva aplicación, con las agujas en su posición, el sistema RBC hace una comparación de la misma, basándose en la métrica de similitud mencionada, con los casos que están almacenados en su base de datos y que tienen el mismo número de agujas, el mismo número de cortes y una diferencia en volumen predefinida. Si en la base de datos existiese un caso a distancia nula, éste sería seleccionado y los tiempos relativos de parada del mismo se exportarían al nuevo caso sin modificación alguna. Pero con seguridad existirá una distancia entre aplicaciones. Es necesario adaptar los tiempos de los casos seleccionados (los más próximos) para que sirvan para optimizar la aplicación actual. Esta adaptación se realiza corrigiendo los tiempos relativos de parada en función de la diferencia de distancia entre agujas dentro del caso seleccionado respecto de la disposición actual de las mismas. Finalmente, los tiempos relativos de parada adaptados se exportan y se procede a la validación de la solución por parte de los especialistas implicados (oncólogo y radiofísico).

### Resultados y discusión

El sistema descrito se utiliza en la práctica clínica desde julio de 2010. Las distribuciones de dosis resultantes cumplen las restricciones impuestas en el volumen prostático y en uretra y recto. La principal ventaja del sistema es que se ha logrado una reducción del tiempo empleado en realizar la optimización dosimétrica de entre 15 y 20 minutos, alrededor del 85%. La mayor parte del tiempo de dosimetría se emplea ahora en mejorar una distribución de dosis que es inicialmente muy próxima a la que finalmente se aceptará para el tratamiento. El resultado es que las dosimetrías presentan valores de los índices dosimétricos (D90, V100, V90, V150 y V200) en un rango más estrecho que las dosimetrías anteriores. En ocasiones no se necesita ningún cambio adicional. Las modificaciones posteriores,

normalmente para mejorar algunos puntos calientes alrededor de las agujas, son comunes a todos los algoritmos de optimización. Otra ventaja de este sistema es que, a través de la actualización de su base de datos de conocimiento con las nuevas aplicaciones realizadas, tiene potencialmente la capacidad de “aprendizaje” y puede adaptarse a las modificaciones que se vayan introduciendo en la técnica del implante. Este es un punto que se encuentra en este momento en fase de evaluación.

### **Conclusiones**

Mediante un sistema RBC se pueden incorporar en el proceso de optimización dosimétrica, con un importante ahorro en tiempo, tanto la experiencia acumulada en otros casos similares como las características y preferencias locales a la hora de decidir cuál es la distribución de dosis deseada, puesto que el sistema devuelve distribuciones de dosis basadas en casos ya aceptados para tratamiento. También podría servir de base para la formación de nuevos dosimetristas al proporcionar una dosimetría de referencia. Mediante la incorporación al mismo de una métrica de similitud anatómica entre próstatas se podría también realizar una planificación inversa, proporcionando además las posiciones de las agujas basándose en casos parecidos ya planificados.



## Atenuación producida por la mesa de tratamiento de un acelerador lineal y su modelado en un sistema de planificación

SÁNCHEZ GALIANO, P.\* , GONZÁLEZ SANCHO, J.M., CRELGO ALONSO, D., PAMOS UREÑA, M., GARCÍA HERNÁNDEZ, J.J., FERNÁNDEZ GARCÍA, J., VIVANCO PARELLADAM J.

Hospital universitario central de Asturias, Oviedo.

\* Correspondencia – C-e: pedroantonio.sanchez@sespa.princast.es

**Palabras clave:** radioterapia externa, atenuación de la mesa de tratamiento, modelado de la mesa de tratamiento.

### Introducción

La utilización de haces posteriores y oblicuos es muy común en los tratamientos de radioterapia. Si el haz atraviesa la mesa de tratamiento la distribución de dosis puede verse alterada, incluso aunque esté fabricada con fibra de carbono. Hay varias formas de tener en cuenta la mesa durante la planificación del tratamiento. Una es desarrollar alguna estrategia geométrica para detectar y evitar la intersección de los haces con las partes más atenuantes de la mesa, pero hay que tener en cuenta que la dificultad para conseguir este objetivo aumenta conforme aumenta la complejidad de los tratamientos. Otra posibilidad es modelarla e incorporarla al sistema de planificación para tenerla en cuenta durante el proceso de cálculo de la distribución de dosis. Para ello se puede escanear la mesa en un TC y fusionar estas imágenes con las correspondientes al paciente. Alternativamente, también se puede incorporar la mesa al planificador mediante contornos que la simulen.

En este trabajo se estudia en detalle la atenuación producida por una mesa de tratamiento de fibra de carbono de un acelerador lineal y la capacidad de un sistema de planificación para reproducir sus características de forma apropiada.

### Material y métodos

Las medidas se hicieron en un acelerador lineal Clinac 2100 C/D equipado con una mesa Exact de Varian. La mesa de tratamiento está provista de un panel superior desmontable y dos gruesas barras longitudinales que proporcionan resistencia mecánica y que se pueden desplazar lateralmente, todo ello fabricado en fibra de carbono. Se midió en varios puntos de un maniquí de agua plástica de 30x30x20 cm<sup>3</sup>. Se estudiaron haces de fotones de 12 x 12 cm<sup>2</sup> de 6 y 18 MV con ángulos del brazo desde 0° hasta 180° en incrementos de 5°. En las zonas donde el haz atraviesa partes significativas de la mesa, las medidas se hicieron en pasos de 1°.

El montaje experimental se simuló en el sistema de planificación Elekta XiO mediante el modelado del tablero y de las barras longitudinales. Los resultados obtenidos con este modelo se compararon con los valores experimentales con el fin de analizar la capacidad del planificador para el cálculo de la atenuación. La información de las dimensiones geométricas externas e internas de la mesa se obtuvo parcialmente de la documentación técnica proporcionada por Varian y se completó con medidas directas. El tablero de la mesa se escaneó para obtener tanto la densidad electrónica como la geometría interna. Además se tomaron varias imágenes con el dispositivo de imagen portal para analizar su estructura interna. Se concluyó que tanto el marco como la franja central del tablero son huecos. Las barras longitudinales también son huecas, pero tienen dos sólidas bandas de fibra de carbono de aproximadamente 1 cm de grosor en la cara de arriba y en la de abajo. Utilizando esta información se creó un modelo relativamente sencillo de la mesa que se incorporó al planificador mediante varios contornos. La dosis en los distintos puntos se calculó con los mismos valores del ángulo del brazo con los que se realizaron las medidas.

### Resultados y discusión

La atenuación presenta una fuerte dependencia angular, existiendo dos picos muy pronunciados coincidentes con las dos bandas horizontales sólidas de cada barra. Cuando el haz las atraviesa la sombra que proyectan produce una gran perturbación en la distribución de dosis. La atenuación alcanza valores de 16% / 10% para los haces de fotones de 6 MV / 18 MV.

La máxima diferencia entre el cálculo en el planificador y las medidas es de 2,5% / 2,0% para 6 MV y 18 MV respectivamente. Así, a pesar de la muy marcada dependencia de la atenuación con el ángulo de giro del brazo, sin duda debida a la compleja estructura de esta mesa de tratamiento, la inclusión del modelo en la planificación del tratamiento reduce considerablemente el error cometido si no es tenida en cuenta la atenuación del haz.

Hay que mencionar que aunque el sistema de planificación analizado reproduce satisfactoriamente las medidas realizadas, no dispone de ninguna herramienta que facilite la inclusión de la mesa en los planes de los pacientes, y por tanto la implementación clínica se ve muy dificultada.

## **Conclusiones**

Estos valores de atenuación tan elevados hacen muy recomendable que haya que tener en cuenta la mesa durante el proceso de planificación del tratamiento. Se pueden diseñar los planes de tratamiento de forma que los haces eviten la mesa antes de incidir en el paciente. Sin embargo, a pesar de que las barras longitudinales se pueden desplazar lateralmente no siempre se pueden esquivar fácilmente. Además la reducción del rango de ángulos del brazo útiles disminuye las posibilidades de encontrar el mejor plan de tratamiento. Otra opción es incorporar la mesa en el proceso del cálculo de dosis, bien fusionando sus imágenes de TC con las correspondientes al paciente o utilizando contornos con las densidades y dimensiones apropiadas. En cualquier caso no puede olvidarse que la inclusión de la mesa en el planificador no es trivial, y que además es imprescindible para la aplicación práctica tener implementado un procedimiento seguro para reproducir durante el tratamiento la geometría utilizada en la planificación. Aunque esto pudiera ser de menor importancia en mesas más homogéneas, en la mesa analizada resulta crítico.



## Notas sobre la implementación del formalismo TG-43 en braquiterapia de alta tasa

SENDÓN DEL RÍO, J.R. \*, GONZÁLEZ RUIZ, C., GARCÍA MARCOS, R., JIMÉNEZ ROJAS, R., LÓPEZ BOTE, M.A.

Servicio de Dosimetría y Radioprotección, Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: jose.ramon.sendon.del.rio@sergas.es

**Palabras clave:** braquiterapia, alta tasa, TG-43, algoritmo, sistema de planificación.

### Introducción

El formalismo del TG-43 está basado en parámetros dosimétricos dependientes del diseño de fuente específico extraídos de distribuciones de dosis calculadas por Monte Carlo en agua.

Relativamente fácil de implementar, ofrece sin embargo cierto grado de indefinición, lo que hace necesario comprobar el algoritmo de cálculo en el sistema de planificación para evaluar el comportamiento del mismo.

### Material y métodos

Estudiamos la implementación del nuevo TG-43 en el sistema de planificación Oncentra MasterPlan v3.2 para la fuente de  $^{192}\text{Ir}$  modelo MicroSelectron V2 en Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis.

Para ello se comprueban los datos introducidos manualmente en las tablas  $g(r)$  y  $F(r,\theta)$ , evaluando el método de interpolación utilizado en los datos no coincidentes con el rango de entradas de la fuente bibliográfica correspondiente.

Se compara el algoritmo de cálculo en el sistema de planificación con distintas opciones teóricas basadas en la utilización de  $G_x(r,\theta)$  en sus aproximaciones 3D/2D-lineal y puntual, así como la implementación de valores fuera de rango o intermedios de  $g(r)$  y  $F(r,\theta)$  para distintos métodos de interpolación.

Se evalúa la respuesta del sistema de planificación a heterogeneidades tisulares y el cálculo de decaimiento de la fuente entre fracciones y durante el tratamiento.

Finalmente se cuantifica la precisión del cálculo comparándolo con una tabla de tasas de dosis generada por Monte Carlo extraída de la bibliografía.

### Resultados y discusión

Las entradas con  $r=0$  en la tabla  $F(r,\theta)$  no son consistentes matemáticamente. Se proponen valores alternativos evaluando sus consecuencias.

Tablas  $g(r)$  y  $F(r,\theta)$ , e implementación de  $G_x(r,\theta)$  en aproximación 2D-lineal en tolerancias con diferencias inferiores a 0,5%. En el algoritmo de cálculo no se tienen en cuenta las heterogeneidades tisulares.

La implementación del tiempo de parada de la fuente durante la fracción de tratamiento es lineal.

Diferencias significativas con la tabla de tasa de dosis generadas por Monte Carlo en zonas fuera de rango de entradas, explicadas por el tipo de interpolación para  $r > r_{\max}$  ( $r_{\max}$  el valor máximo del rango de distancias de la tabla  $F(r,\theta)$ ). El algoritmo de cálculo implementado muestra una precisión de  $\pm 2\%$ , utilizando interpolación lineal y bilineal en entradas intermedias de las tablas  $g(r)$  y  $F(r,\theta)$  respectivamente.

El estudio de incertidumbres se realizó en base a las incertidumbres individuales calculadas o estimadas en la bibliografía correspondiente.

### Conclusiones

Hemos establecido un procedimiento ordenado para inferir la implementación y limitaciones del formalismo utilizado por nuestro sistema de planificación.

Hemos propuesto una alternativa para una implementación matemáticamente consistente.

## Validación de la técnica IMRT para el conjunto acelerador Synergy-Elekta y planificador XiO v4.5, CMS

---

GARCÍA HERNÁNDEZ, M.J., PEDRERO DE ARISTIZABAL, D., AYALA LÁZARO, R., RUIZ GALÁN, G., JIMÉNEZ ROJAS, R., GARCÍA MARCOS, R., LÓPEZ BOTE, M.A.\*

Servicio de Dosimetría y Radioprotección, Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: mlopezb.hgugm@salud.madrid.org

**Palabras clave:** IMRT, modelación.

### Objetivo

Descripción del proceso de validación de la técnica IMRT para el conjunto acelerador Synergy-Elekta y planificador XiO v4.5-CMS.

### Material

- Acelerador lineal Synergy-Elekta
- Planificador XiO v4.5 - CMS.
- Array de cámaras de ionización MatriXX (Scanditronix -Wellhöfer)

### Método y resultados

Tras realizar el ajuste de los parámetros del modelado de XiO para situaciones críticas en los tratamientos de IMRT y verificar que se reproduce correctamente la dosis en campos pequeños e irregulares, se inicia la verificación de tratamientos simulados de IMRT.

El resultado en todos los casos es una diferencia sistemática entre la medida y el cálculo de aproximadamente un 3%, siendo la medida siempre mayor que el cálculo.

Para buscar la causa de esta discrepancia, se analizan varias incidencias aislando segmentos, calculando y midiendo uno a uno. Se observan discrepancias entre cálculo y medida en la zona central (abierta) de los segmentos, descartando así las transmisiones y penumbras como causa del problema.

Se repite el cálculo de cada segmento, pero esta vez en el módulo de planificación convencional 3D. El análisis arroja como resultado diferencias con la medida significativamente menores que las obtenidas anteriormente con el módulo específico de planificación de IMRT.

La causa principal de esta discrepancia de resultados en la verificación del cálculo se ha localizado en un factor introducido en el módulo de IMRT, llamado Factor de Modulación, que el usuario no puede modificar.

Ante esta situación, la solución propuesta por la unidad de desarrollo del software de CMS en EEUU es la modificación de dos parámetros del acelerador: la distancia del foco al colimador longitudinal (de 47 cm a 40 cm) y la transmisión del colimador de backup (de 10,5% a 35%). La primera de estas modificaciones tiene repercusión directa en el Factor de Modulación.

Con estos nuevos parámetros, se realiza la verificación de varias planificaciones con IMRT, con resultados gamma menor que 1 en más del 95% de los puntos medidos, en todas las incidencias.

A la vista de los resultados obtenidos, se decide adoptar esta solución como válida para iniciar la técnica como procedimiento clínico.

### Conclusión

El factor de modulación introducido como corrección del Sc en el módulo de XiO para IMRT no proporciona resultados óptimos en un acelerador Elekta. Las modificaciones de la geometría y de la transmisión del colimador de backup propuestas por CMS reducen significativamente las diferencias encontradas, permitiendo realizar procedimientos clínicos, pero no suponen una solución coherente a las limitaciones del cálculo.

## Cálculo del factor de retrodispersión en agua y comparativa con los valores en aire

MIÑANO HERRERO, J.A.<sup>1\*</sup>, SARSA RUBIO, A.<sup>2</sup>, ROLDAN ARJONA, J.M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Reina Sofía. Córdoba (España).

<sup>2</sup> Departamento de Física, campus de Rabanales edif. C2. Universidad de Córdoba.

\*Correspondencia – C-e: josea.minano.sspa@juntadeandalucia.es

**Palabras clave:** factor de retrodispersión, Monte Carlo, simulación, dosis paciente.

### Introducción

El factor de retrodispersión (BSF) esta estrechamente relacionado con el cálculo de la dosis en la superficie de entrada. Esta dosis es un descriptor fundamental de la calidad en los procedimientos radiológicos.

Existen dos definiciones de BSF; la primera, como cociente de los valores de kerma en aire con y sin maniquí de agua y la segunda, como cociente de los valores de kerma en agua con y sin maniquí de agua.

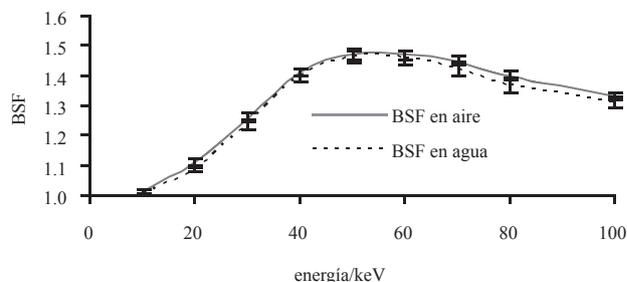
La finalidad de este trabajo es calcular valores de BSF en agua y su comparación con los datos de BSF en aire encontrados en la literatura. Para esto se han realizados simulaciones mediante el método de Monte Carlo para el cálculo de los valores de kerma en agua en presencia de un maniquí de dicho material y en ausencia del mismo. Las simulaciones se han realizado para haces monoenergéticos con el fin de facilitar el cálculo de el BSF para cualquier distribución espectral de las encontradas en el ámbito de la radiología.

### Material y métodos

La simulación se realizo con el código Geant4 en su versión 4.9.2. Las interacciones consideradas en las simulaciones fueron los procesos fotoeléctrico, Compton y Rayleigh. La geometría de irradiación se modeló mediante una fuente puntual con una distancia al maniquí de 65 cm y un tamaño de campo de 10x10 cm<sup>2</sup>. Los valores de kerma se registraron en un maniquí de agua de 5x5x3 mm<sup>3</sup> situado en el eje del haz de radiación en aire o insertado en un paralelepípedo de 30x30x15 cm<sup>3</sup>. En cada una de las geometrías se corrieron 60 millones de historias. Las energías de los haces monoenergéticos empleadas fueron 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70 80, 90 y 100 keV.

### Resultados y discusión

La figura presenta el BSF tanto en aire como agua en función de la energía de los fotones incidentes. Los valores de BSF en aire se han extraído del trabajo de Petoussi y col. [1] para una distancia de la fuente a superficie de 50 cm y un tamaño de campo de 10x10 cm<sup>2</sup> empleando un maniquí igual al del presente trabajo. Se observa que en todo el rango energético el BSF en agua se encuentra por debajo de los valores en aire. Las incertidumbres de los datos mostrados en la gráfica, dados como una desviación estándar, alcanzan valores máximos de 1.7% y 1.0% para los BSF en agua y aire, respectivamente. El rango de las diferencias entre la curva de BSF en agua respecto a la de aire esta comprendido entre -2.3% y -0.4%. Estas podrían deberse a la forma de cálculo de los valores de kerma puesto que Petoussi lo hace a partir de los datos de fluencias obtenidos durante la simulación mientras que en este trabajo se registra la energía depositada en un vóxel. En cualquier caso, de los mencionados datos de incertidumbre y diferencias se concluye que nuestros resultados son compatibles con los obtenidos por Petoussi y col.



### Conclusiones

Los resultados indican que la diferencia formal que existe entre las dos definiciones del BSF no da lugar a discrepancias relevantes en los valores numéricos obtenidos por uno u otro método.

### Referencias

[1] Petoussi y col. (1998). "Calculation of backscatter factors for diagnostic radiology using Monte Carlo methods". *Phys. Med. Biol.* 43 2237-2250.

## Cuantificación de las diferencias entre las versiones 4.40 y 4.60 de los algoritmos de superposición de XiO (CMS)

DEL MORAL, F.\*, PEREIRA, L., MEILÁN, E., ANDRADE, B., SALGADO, M.

Hospital do Meixoeiro, Vigo.

\*Correspondencia – C-e: felixdelmoralvila@yahoo.es

**Palabras clave:** algoritmos de cálculo, evaluación de dosimetrías clínicas, XiO.

### Introducción

Cuantificar las diferencias que surgen en el cálculo de dosis absorbida en XiO (CMS) por parte de su algoritmo de superposición después de una actualización de la versión 4.40 a la 4.60.

### Material y métodos

Se ha utilizado una aplicación informática propia que, tomando como datos los archivos DICOM-RTDose calculados antes y después de la actualización, calcula histogramas con las siguientes cantidades:

$$\% \Delta D_i^G = \frac{D_{2,i} - D_{1,i}}{D_0} \cdot 100, \quad \% \Delta D_i^P = \frac{D_{2,i} - D_{1,i}}{D_{1,i}} \cdot 100$$

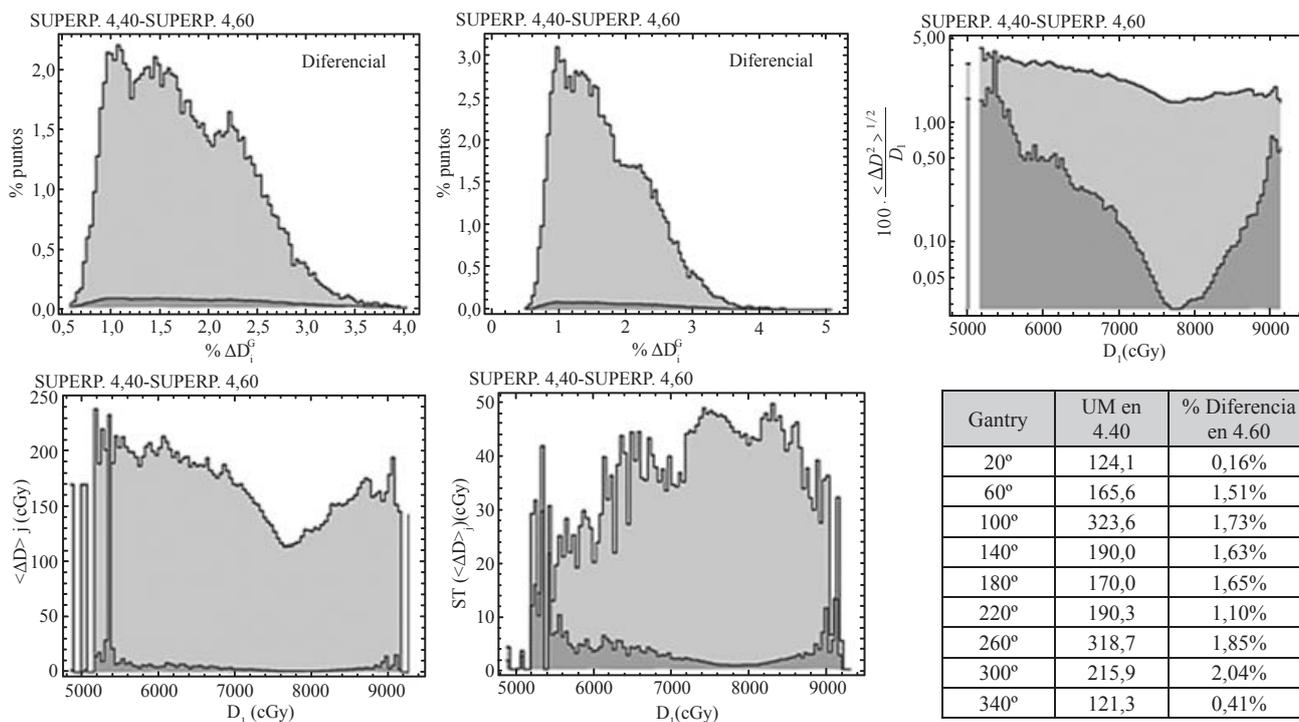
donde  $D_{1,i}$  y  $D_{2,i}$  son las dosis en el punto  $i$  en las planificaciones 4.60 y 4.40 respectivamente, y  $D_0$  es la dosis de prescripción. Además, si  $n_j$  representa el número de puntos que en la planificación 4.40 tienen dosis  $D_1$  y  $\Delta D^k$  con  $k=1 \dots n_j$  son los valores correspondientes de las diferencias de dosis entre las dos planificaciones, se ha calculado el valor medio  $\langle \Delta D \rangle_j$ , su desviación estándar  $ST(\langle \Delta D \rangle_j)$  y la raíz de la media de los cuadrados  $\langle \Delta D^2 \rangle_j^{1/2}$ :

$$\langle \Delta D \rangle_j(D_1) = \frac{1}{n_j} \sum_{k=1}^{n_j} \Delta D^k,$$

$$ST(\langle \Delta D \rangle_j(D_1)) = \left[ \frac{1}{n_j - 1} \sum_{k=1}^{n_j} (\Delta D^k - \langle \Delta D \rangle_j)^2 \right]^{1/2}, \quad \langle \Delta D^2 \rangle_j^{1/2}(D_1) = \left( \frac{1}{n_j} \sum_{k=1}^{n_j} (\Delta D^k)^2 \right)^{1/2}$$

### Resultados y discusión

En la tabla se muestra el cambio en UM para cada haz cuando una planificación de IMRT de próstata calculada previamente en la versión 4.40 es reabierta (y recalculada automáticamente) en la versión 4.60. Las gráficas muestran el resultado para las métricas y su incertidumbre cuando en esa misma planificación se introducen las mismas UM que tenía originalmente en la versión 4.40. La dosis de prescripción es 7800 cGy, y el análisis se realiza únicamente en los puntos pertenecientes al PTV.



### Conclusiones

Se confirma que las actualizaciones en el software de planificación incluso para una misma casa comercial deben realizarse siguiendo un estricto protocolo de aceptación que investigue las posibles diferencias.

## Desarrollo de un software gratuito para el registro automático durante el control de calidad de la IMRT con películas

DEL MORAL, F.\* , MEILÁN, E., PEREIRA, L., SALVADOR, F., MUÑOZ, V., SALGADO, M.

Hospital do Meixoeiro, Vigo.

\* Correspondencia – C-e: felixdelmoralvila@yahoo.es

**Palabras clave:** registro automático, IMRT, control calidad.

### Introducción

El control de calidad con películas en técnicas como la IMRT requiere el registro de la imagen con los resultados del sistema de planificación. Realizar este proceso de forma manual puede ser muy complicado o incluso virtualmente imposible cuando se utilizan maniqués antropomórficos, donde no resulta sencillo el empleo de marcas de referencia en la película, o cuando son necesarios planos de dosis en direcciones arbitrarias que no es posible generar de forma automática con el sistema de planificación. Como consecuencia, este proceso puede ser muy dependiente de la pericia del operador dando incluso lugar a evaluaciones de índices como el  $\gamma_{3\%, 3\text{ mm}}$ , muy diferentes.

En este trabajo, como parte del comisionado del sistema e-IMRT, un Monte Carlo en red para el cálculo de planificaciones de IMRT, se ha desarrollado un software para el registro automático de la imagen de la película con los resultados del sistema de planificación.

### Material y métodos

Se han utilizado las librerías gratuitas Insight Segmentation and Registration Toolkit (ITK) en su versión 3.17, la Grasroots DICOM Lybrary (GDCM) en su versión 2.0.14 y las Numerical Recipes in C++ en su versión 2.10. Para ello el programa ha sido estructurado en un ejecutable con el interfaz visual y dos librerías .dll con distintas funciones. Mientras que el interfaz está escrito en el lenguaje Visual C++ en la especificación Common Language Infrastructure (CLI) implementada en Microsoft Visual C++ Express 2008; una de las librerías, la que hace uso de las librerías ITK y GDCM está escrita en C++ en su especificación ANSI. La otra librería está escrita en C++/CLI y actúa como enlace entre el interfaz y la librería que realiza los cálculos.

### Resultados y discusión

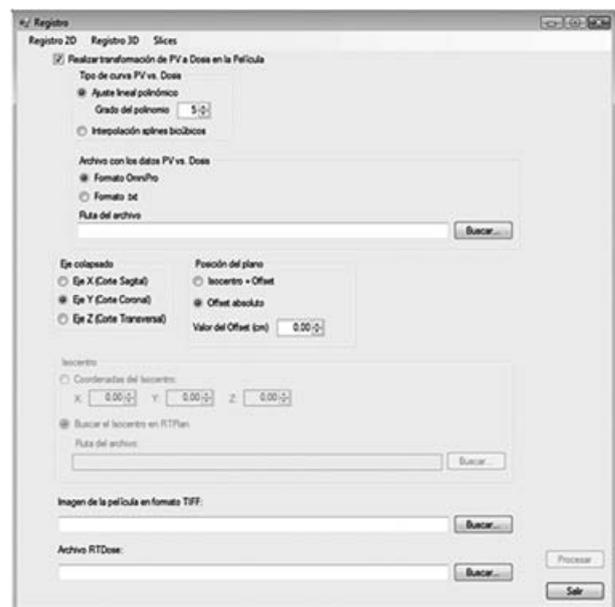
El programa toma como datos la imagen de la película en formato Tiff y el archivo RTDose generado por el sistema de planificación, y devuelve tres planos de dosis: un plano no registrado en cierta posición especificada por el usuario, este plano registrado en 2D con la película y finalmente el plano resultado del registro en 3D de la matriz de dosis con la película. La resolución final de los planos es la misma que la película y para ello es posible seleccionar una interpolación al vecino más próximo, lineal, por splines bicúbicos o por ventana (Hamming, Coseno, Welch, Lanczos o Blackman) de radio ajustable de 1 a 5 píxeles.

Para realizar los registros se selecciona un tipo de métrica (diferencias al cuadrado medias, correlación normalizada, diferencia al cuadrado recíproca media, información mutua, información mutua de Mattes, comparación del histograma de Kullback-Leibler, información mutua del histograma normalizado, histograma de diferencias al cuadrado o histograma del coeficiente de correlación), un tipo de interpolación entre las mencionadas anteriormente y finalmente un optimizador (método del gradiente, gradiente con paso regular y el evolutivo uno más uno).

Dependiendo del tipo de métrica seleccionada será necesario hacer la conversión de valor de píxel a dosis en la imagen de la película. Para ello el programa utiliza el fichero de calibración dosis vs. valor de píxel en formato Omnipro I<sup>m</sup>RT o en formato .txt y es necesario especificar un ajuste a un polinomio de grado seleccionable o un ajuste por splines bicúbicos. La posición y tipo del primer plano a extraer (coronal, sagital o axial) es especificada por el usuario. Para ello el usuario puede especificar la posición del isocentro (introduciendo sus coordenadas o proporcionando el archivo RTPlan) y un offset relativo, o puede especificar directamente las coordenadas de la posición del plano.

### Conclusiones

El software desarrollado elimina el factor dependiente del operador en el registro de la imagen de la película con los resultados del sistema de planificación y permite la utilización de diversos modelos de registro. La aplicación puede ser obtenida tras petición a cualquiera de los autores.



## Evaluación de un algoritmo de cálculo Monte Carlo para haces de fotones de 6 MV y 15 MV de un acelerador Siemens de 160 láminas

ZUCCA APARICIO, D.\* , PÉREZ MORENO, J.M., FERNÁNDEZ LETÓN, P., GARCÍA RUIZ-ZORRILLA, J., MIÑAMBRES MORO, A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Madrid Sanchinarro - Grupo Hospital de Madrid, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: daniel.zucca@gmail.com

**Palabras clave:** caracterización dosimétrica, colimador multilámina, Monte Carlo, control de calidad.

### Introducción

En la actualidad no es frecuente encontrar sistemas de planificación comerciales que incorporen algoritmos de cálculo de dosis para haces de fotones basados en Monte Carlo. El presente trabajo resume el proceso realizado en la evaluación de un algoritmo de cálculo de dosis mediante Monte Carlo para haces de fotones de 6 MV y 15 MV procedentes de un acelerador lineal de Siemens provisto de un sistema de colimación 160 láminas.

### Material y métodos

El acelerador lineal Siemens ONCOR Expression (*Concord, CA*) dispone de un colimador de 160 láminas de 5 mm de anchura que proporciona un campo máximo de radiación de 40 cm x 40 cm en isocentro para haces de fotones de energía nominal 6 MV y 15 MV.

El sistema de planificación BrainLAB iPlan RT Dose 4.1.2. (*Feldkirschen, Germany*) dispone de algoritmo de cálculo de fotones basado en el código XVMC para cuyo modelado es necesario la medida de perfiles de dosis, factores de campo y coeficientes de calibración tanto en agua como en aire para un conjunto de campos cuadrados como rectangulares siguiendo las recomendaciones recogidas en la Guía de Referencia de Física de BrainLAB.

El equipo de medida empleado ha sido el sistema analizador de haces PTW MP3 para la medida de los perfiles de dosis con diodo PTW 60008 mientras que los factores de campo en agua han sido obtenidos con distintos detectores (diodo PTW 60012, cámara pin-point PTW 31014 y semiflex PTW 31010, farmer PTW 30013, película radiocrómica Gafchromic EBT2) y para los factores de campo en aire mediante cámara semiflex PTW 31010 provista de su correspondiente caperuza de equilibrio electrónico. La equivalencia dosis / UM ha sido obtenida con cámara de ionización PTW 30013 para el campo de radiación de referencia a 100 mm de profundidad y en condiciones de DFS 90 cm y DFS 100 cm en agua.

Se ha evaluado el modelado por Monte Carlo para cada energía de fotones de la unidad de tratamiento a partir del análisis de la fluencia del haz de radiación obtenido mediante un perfil de dosis diagonal de un campo de 40 cm x 40 cm que considera la forma debida al cono ecualizador, así como el espectro en eje y fuera de eje a partir de las medidas de PDD centrados en un campo de 10 cm x 10 cm y 40 cm x 40 cm a DFS 90 cm y desviados respecto al eje 125 mm en dirección longitudinal y lateral respectivamente a DFS 95 cm comparando cada uno de los perfiles de dosis analizados con el correspondiente calculado por el sistema de planificación y empleando una resolución de 3 mm y varianza de 0.5% como parámetros de cálculo de dosis referida a agua mediante Monte Carlo.

Se ha comparado la dosis medida mediante cámara semiflex PTW 31010 en disposición axial con la calculada con una resolución de 3 mm y varianza de 1% para un conjunto de campos de radiación cuadrados y rectangulares centrados en eje, cuadrados de 10 cm x 10 cm y 3 cm x 3 cm descentrados fuera de eje 125 mm en cada dirección, incidencia oblicua y variando la DFS, así como figuras conformadas con MLC en forma de diábolo y ele siguiendo las recomendaciones recogidas en el Protocolo Español de Control de Calidad en Sistemas de Planificación (pruebas DOH – 2, DOH – 3, DOH – 4, DOH – 5, DOH – 8).

### Resultados y discusión

La desviación entre dosis medida y calculada se encuentra dentro de las tolerancias establecidas según citado documento, excepto para las irradiaciones efectuadas en las condiciones más desfavorables (asimétricas en los extremos diagonales del campo de radiación en los que la forma de la fluencia está afectada por la forma del cono ecualizador y en los que por ser zona de alto gradiente de dosis es complicado asegurar una buena medida de la dosis absorbida)

Se ha comprobado la variabilidad estadística a partir de la repetición de los cálculos de dosis en función de la resolución y varianza de cálculo (5 mm 2%, 5 mm 1%, 3 mm 2%, 3 mm 1%) encontrando en algunos casos desviaciones de los diferentes cálculos respecto a la medida superiores a la tolerancia recomendada en el Protocolo.

Para comprobar la naturaleza estadística asociada al cálculo Monte Carlo se realizó en dos ocasiones el mismo cálculo de dosis con resolución 3 mm y varianza 1% encontrando una desviación estándar de las diferencias entre ambos cálculos de 0.8% confirmando que la reproducibilidad de la dosis esperada en un punto de cálculo obedece a fluctuaciones dentro de la aleatoriedad estadística compatible con la varianza de cálculo seleccionada.

## Conclusiones

Es necesario calcular con una varianza de 1% o inferior si el valor esperado de la dosis calculada en un punto ha de desviarse de la dosis medida por debajo de la tolerancia recomendada de 2% establecida para algunas de las pruebas de control de calidad de TPS propuestas en este trabajo como campos asimétricos, rectangulares o conformados MLC porque significaría que con  $k=2$  existiría una probabilidad de 95% de que la desviación entre la dosis calculada y medida se encuentre por debajo de la tolerancia de 2% referida anteriormente.

Conviene remarcar que clínicamente la precisión en el cálculo de la dosis en la zona de confluencia de N haces para una varianza de 1% por haz corresponderá a una varianza global corregida por  $1/\sqrt{N}$  para el conjunto de N haces.

No obstante, cabe mencionar además el considerable incremento de tiempo que supone reducir la varianza del cálculo a la mitad y la resolución por debajo de 5 mm en el caso de calcular un espacio de fases definido por un campo de hasta 40 cm x 40 cm como es el caso de este colimador estudiado.

## Influencia de la elección de los parámetros del TAC en el cálculo de volúmenes para distintos planificadores

SÁNCHEZ MAZÓN, J.\* , RABA DíEZ, J.I., VÁZQUEZ RODRÍGUEZ, J.A., PACHECO BALDOR, M.T., MENDIGUREN SANTIAGO, M.A.

Servicio de Oncología Radioterápica - Hospital Universitario Marqués de Valdecilla.

\* Correspondencia – C-e: jesanchez@humv.es

**Palabras clave:** planificador, histograma dosis-volumen, cálculo de volúmenes, espesor de corte, TAC.

### Introducción

En el “Protocolo para el control en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes” de la SEFM se proponen pruebas para verificar el correcto funcionamiento del sistema de cálculo en la evaluación de HDV (Histograma Dosis Volumen). El cálculo del volumen que realiza un planificador puede tener implicaciones importantes, ya que puede desencadenar una sobreestimación de la dosis o lo contrario.

En este trabajo presentamos una comparación del cálculo de volúmenes, estimados con 4 planificadores distintos.

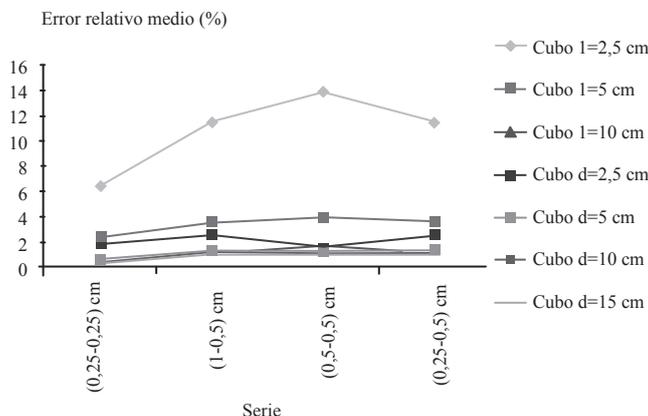
### Material y métodos

Primeramente se realizó un TAC (con diferentes espesores y anchuras de corte) a un maniquí formado por placas de RW3 (material equivalente a agua). Seguidamente, se crearon para todas las series de imágenes, volúmenes de diferentes formas y tamaños (cubos de lado: 2,5, 5 y 10 cm respectivamente y cilindros de 10 cm de altura con diámetros de : 2,5, 5, 10 y 15 cm respectivamente). Estos volúmenes fueron creados con el planificador PCRT v. 5.08 y se exportaron al resto de planificadores: Pinnacle v.8.0, Oncentra MasterPlan v.3.3, y Advantage Workstation v. 4.2. Por último, se compararon los volúmenes calculados con todos los planificadores citados y a su vez, con el volumen teórico.

### Resultados y discusión

En el gráfico adjunto se presenta la variación del error relativo medio para cada serie de imágenes de TAC. Se observa que para el cubo de lado 2,5 cm, el error relativo medio puede llegar hasta un valor máximo del 14% con la serie de espesor 0,5 cm y separación de 0,5 cm. Para el resto de figuras, el error relativo medio varía entre un 0 y un 4%. Esta discrepancia en el cubo más pequeño (línea amarilla) puede ser debida a que cuando la arista del cubo cae justamente entre dos cortes, algunos planificadores amplían el volumen al corte siguiente, y otros lo reducen al anterior.

Comparando los planificadores, se observa que PCRT, Oncentra y Advantage Windows, dan valores dentro de un 3% de error para todos los volúmenes y todas las series de imágenes. Mientras que Pinnacle ofrece valores correctos para espesores de corte de 0,25 cm.



**Gráfica 1.** Variación del error relativo medio en función de la serie de imágenes. En el eje de abcisas se indican el espesor de corte y la separación entre cortes, respectivamente para cada serie de imágenes.

### Conclusiones

Los resultados muestran que los planificadores analizados calculan de forma precisa los volúmenes (dentro de un 3%) para series de imágenes con espesor de 0,25 cm y separación entre cortes de 0,25 cm.

Aunque hemos utilizado figuras geométricas, éstas pueden asemejarse a estructuras anatómicas con volúmenes similares. Con lo cual, podemos utilizar los resultados obtenidos para aplicarlos a casos reales con pacientes.



## Evaluación dosimétrica de partículas radiactivas discretas

---

MORALEDA, M.\* , GÓMEZ-ROS, J.M., NAVARRO, T.

CIEMAT, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: montse.moraleda@ciemat.es

**Palabras clave:** dosimetría, partículas radiactivas discretas, Monte Carlo.

### Introducción

En la operación normal de las centrales nucleares se producen partículas radiactivas discretas de pequeño tamaño (hasta unos pocos milímetros) que contienen radionucleidos junto con otros materiales inertes y que pueden tener una actividad alta. Estas partículas son susceptibles de entrar en contacto con el hombre resultando en una irradiación no uniforme y muy localizada en volúmenes pequeños de tejido.

Para la evaluación del riesgo a largo plazo, ICRP recomienda el cálculo de dosis media en órgano por ser una aproximación conservadora. Para efectos deterministas, se hace necesario un cálculo de dosis a nivel local.

### Material y métodos

Se ha utilizado el código de Monte Carlo de transporte de radiación MCNPX para evaluar dosis absorbida en tejido debido a una partícula radiactiva discreta depositada en la superficie suponiendo diferentes radionucleidos con distintos tipos de emisiones:  $^{239}\text{Pu}$ ,  $^{241}\text{Am}$ ,  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  y  $^{60}\text{Co}$ .

Para la radiación de corto alcance, se ha considerado una geometría sencilla en la que la partícula se encuentra en la interfase entre 2 medios, aire y tejido. Para la de mayor alcance se ha simulado un cuerpo humano mediante un maniquí matemático de hombre adulto construido con BodyBuilder.

### Resultados y discusión

Se ha hecho un estudio de distribución de dosis en profundidad para ver el alcance del daño que se pudiera producir si una partícula se deposita durante un cierto tiempo en la superficie de la piel o de la mucosa.

Para el caso de emisores alfa se ha obtenido una función sencilla que permite obtener la dosis absorbida a partir del radio de la partícula discreta. Esta dosis es muy alta pero localizada en un volumen extremadamente pequeño.

El alcance de la radiación beta es también pequeño y en unos pocos milímetros de profundidad la dosis disminuye en un orden de magnitud. Se han realizado una serie de estimaciones de cuánto tiempo y qué actividad sería necesaria para sobrepasar el umbral de aparición de efectos deterministas.

El radionucleido emisor gamma resulta en unas dosis menores aunque el área afectada es mayor.

En este caso se ha estudiado también el efecto de la ingestión de la partícula que en su transporte a lo largo del tracto gastrointestinal afecta a toda una serie de órganos del cuerpo. Considerando tiempos de tránsito promedios recomendados en ICRP, el colon resulta ser el órgano más importante en cuanto a su contribución a la dosis efectiva.

### Conclusiones

Las partículas discretas producen una irradiación muy localizada de volúmenes y unas dosis absorbidas altas. Se han obtenido valores de dosis absorbidas en tejido dependiendo del tamaño de la partícula y a distintas profundidades. La zona afectada en el caso de una partícula alfa es tan pequeña que no produciría ninguna ulceración. En el caso de partículas beta se ha estimado el tiempo de contacto con el tejido que resultaría en una dosis por encima del umbral para efectos deterministas. Por ejemplo, una partícula de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  de 50 micras y  $1\text{e}6$  Bq produciría algún tipo de ulceración tras un tiempo de 1 hora de contacto. La dosis debida a la radiación gamma del  $^{60}\text{Co}$  es menor pero afecta a zonas más alejadas. En caso de ingestión de la partícula sería el tramo del colon descendente el que más contribuiría a la dosis efectiva aunque no supera los límites recomendados.

## Simulación Monte Carlo de la medida in-vivo de contaminación en pulmón

---

MORALEDA, M.<sup>1,\*</sup>, GÓMEZ-ROS, J.M.<sup>1</sup>, LÓPEZ, M.A.<sup>1</sup>, NAVARRO, J.F.<sup>1</sup>, BROGGIO, D.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> CIEMAT, Av. Complutense 22, 28040 Madrid, España.

<sup>2</sup> IRSN, IRSN/DRPH/SDI/LEDI, BP-17, F-92262 Fontenay-aux-Roses, Cedex, France.

\* Correspondencia – C-e: montse.moraleda@ciemat.es

**Palabras clave:** Monte Carlo, simulación, maniquí voxelizado.

### Introducción

El uso de maniqués voxelizados y de códigos de Monte Carlo de transporte de radiación en las medidas *in-vivo* de la contaminación interna constituye una ayuda muy útil a la hora de calibrar los equipos de detección.

En este trabajo se describe la técnica utilizada para simular una medida *in-vivo* de pulmón contaminado con uranio enriquecido utilizando un maniquí antropomórfico de torax.

Este trabajo se ha realizado como parte de una intercomparación internacional entre distintas instituciones dentro de las acciones de colaboración promovidas en EURADOS.

### Material y métodos

Se ha partido del maniquí de torax Livermore, con varios espesores torácicos, en el que van insertados los pulmones de calibración. La contaminación de la pareja de pulmones es de 51,96 kBq y contiene <sup>234</sup>U, <sup>235</sup>U y <sup>238</sup>U.

El escaneado del maniquí lo ha realizado el instituto francés IRSN mediante una tomografía computerizada del mismo y se nos han facilitado los datos en formato de datos y texto. A partir de ellos, se ha construido un maniquí tipo voxel con una herramienta informática basada en macros de ImageJ, que además permite distribuir la fuente en los órganos contaminados.

El equipo de detección está compuesto por 4 detectores de Germanio tipo Low Energy que se han simulado en detalle para reproducir la respuesta experimental del Contador de Radiactividad Corporal de Ciemat. Las características del detector en cuanto a dimensiones, materiales y densidades se han tomado de las especificaciones del fabricante. Para simular la respuesta de un detector físico, los canales energéticos y el ensanchamiento gaussiano de los picos se han obtenido de las medidas experimentales.

El código de Monte Carlo MCNPX se ha utilizado para simular el transporte de radiación desde la fuente hasta los detectores. El tally F8 permite conocer la distribución de pulsos (cuentas por fotón emitido en cada canal de energía) con lo que se puede calcular la eficiencia de detección sumando las cuentas registradas en los canales que pertenecen al pico fotoeléctrico restandole el fondo.

### Resultados y discusión

Se ha obtenido el espectro de pulsos registrados en el detector debido a una fuente puntual de calibración de <sup>241</sup>Am y la eficiencia de contaje correspondiente al fotopico de 59,5 keV.

Para la geometría de medida de contaje pulmonar con los 4 detectores situados sobre el pecho se ha obtenido el espectro de pulsos y las eficiencias de detección para varias energías en dos casos, maniquí básico y maniquí grueso con recubrimiento para aumentar el espesor torácico.

Los resultados se han comparado con cálculos experimentales de medida in-vivo con el maniquí de calibración obteniéndose un buen acuerdo.

### Conclusiones

Se ha desarrollado una herramienta informática de construcción de maniqués voxel a partir de tomografías computerizadas que permite construir maniqués del cuerpo humano con gran detalle en un formato compatible con el código de transporte de radiación de Monte Carlo MCNPX.

Mediante la simulación detallada de los detectores utilizados en la medida in-vivo de la contaminación se puede obtener el espectro de distribución de pulsos registrado en el detector y la eficiencia de detección correspondiente.

La técnica se ha aplicado a la medida de uranio depositado en pulmón y los resultados obtenidos de la simulación muestran un buen acuerdo con los resultados experimentales.

## Modelado de la mesa de tratamiento

RUIZ ARREBOLA, S.\*, VILCHES PACHECO, M., MANCHADO DE SOLA, F., GUIRADO LLORENTE, D.

Hospital Universitario San Cecilio, Granada.

\*Correspondencia – C-e: Samuel\_ruiz\_a@yahoo.es

**Palabras clave:** mesa de tratamiento, atenuación, acelerador lineal, radioterapia, planificación.

### Introducción

En este trabajo se presenta un modelo analítico para caracterizar la atenuación provocada por la mesa de tratamiento de un acelerador lineal de reciente implantación. La discrepancia existente, para ciertos ángulos del brazo, entre el valor de atenuación indicado por el fabricante y el realmente observado está en el origen de este trabajo. Nuestro objetivo ha sido obtener una función de atenuación analítica que pueda ser implementada, de forma sencilla, en cualquier sistema de planificación (SP), a través de la modulación de la matriz de fluencia incidente.

### Material y métodos

La mesa de tratamiento estudiada es la 550TxT con tablero TT-A, que es parte de una unidad Siemens® Artiste. El tablero, de 50.1 cm x 6.5 cm de dimensión transversal, está construido con cuatro láminas de fibra de carbono, dos de 3.2 mm de espesor en las caras horizontales y dos de 2.7 mm en las caras verticales. Los espesores se midieron sobre secciones tomográficas obtenidas con el propio sistema de imagen de la unidad de tratamiento (megavoltage cone beam).

Las medidas de atenuación se realizaron empleando dos diodos semiconductores (IBA Dosimetry®), uno de ellos fijado al cabezal de la unidad para suministrar una señal de referencia y corregir las posibles fluctuaciones en el factor de salida del haz. El diodo de campo se cubrió con una caperuza de latón de 4 mm de espesor (33.5 g/cm<sup>2</sup>) para garantizar el equilibrio electrónico.

Las medidas se realizaron para el haz de 6 MV, tamaño de campo 10 cm x 10 cm, en irradiaciones de 50 u.m., con el diodo de medida en posición isocéntrica y centrado sobre el tablero. Se midió en todo el rango angular (0°-360°), a intervalos de 10°, salvo en la región que abarca las esquinas del tablero, donde se requirió mayor detalle y las medidas se tomaron para cada grado. Las medidas se repitieron para 6 alturas distintas del diodo (isocentro) sobre el tablero (h=2, 6, 10, 14, 18 y 22 cm).

### Resultados y discusión

La figura muestra el cociente entre las cargas recolectadas en el diodo de medida y el de referencia, normalizado para la media de los valores no atenuados, para una altura de isocentro h=22 cm (puntos huecos). Estos valores se corrigen por la posible desviación de la posición del diodo de medida respecto del isocentro y otras causas sistemáticas, mediante una función senoidal de período  $2\pi$  y de amplitud y fase adecuadas, haciendo mínima la función ji-cuadrado en la región no atenuada. La función así calculada se utiliza para corregir los valores medidos para todos los ángulos (figura, puntos sólidos). Posteriormente esta curva corregida es simetrizada (figura, línea delgada). Por último, la región atenuada, delimitada por los valores de ángulo determinados geoméricamente (líneas verticales a trazos), se ajusta a un polinomio con tres parámetros, de la forma:

$$Y = a + c(x - 180)^4 + d(x - 180)^{10}$$

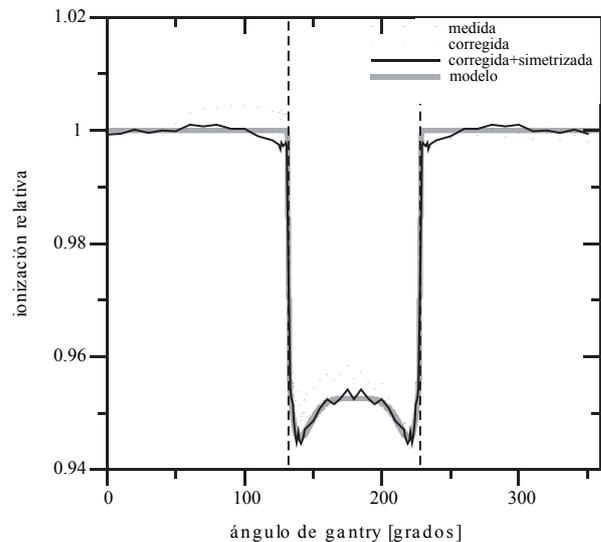
Cada uno de los parámetros se ajusta como una función de la altura h. Usando los valores interpolados de los parámetros a, c y d, podemos calcular la atenuación en cualquier situación clínica. En la figura se incluye el resultado del modelo para el caso h=22 cm (línea gris gruesa). Fuera de ese intervalo el modelo asume que no hay atenuación.

### Conclusiones

El fabricante establece un valor de atenuación del 3% para este modelo de mesa. Nuestras medidas nos muestran atenuaciones de hasta un 13.5%. Este valor de atenuación y la diferencia con la especificación, son suficientemente importantes para justificar el modelado propuesto.

Los ajustes realizados muestran coeficientes de correlación aceptables y los parámetros de ajuste muestran una dependencia regular y analítica con la posición de la mesa respecto del isocentro, lo que permite el modelado analítico de la atenuación y su inclusión sencilla en los modelos de cálculo de los SP.

La implementación del modelo en un SP que cada haz elemental de la fluencia incidente se atenúe según el modelo. Para ello, solo será necesario conocer el ángulo de dicho haz elemental y su altura en el centro de la mesa, lo cual es fácil de determinar si la posición de la mesa respecto al isocentro es conocida.



## **Motor de cálculo del sistema de planificación para la radioterapia con microhaces**

MARTÍNEZ-ROVIRA, I.<sup>1,\*</sup>, SEMPÀU, J.<sup>2</sup>, BRAVIN, A.<sup>3</sup>, PREZADO, Y.<sup>4</sup>

<sup>1</sup> ID17 Biomedical Beamline, European Synchrotron Radiation Facility, Grenoble, Francia e Institut de Tècniques Energètiques, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, España.

<sup>2</sup> Institut de Tècniques Energètiques, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, España.

<sup>3</sup> ID17 Biomedical Beamline, European Synchrotron Radiation Facility, Grenoble, Francia.

<sup>4</sup> ID17 Biomedical Beamline, European Synchrotron Radiation Facility, Grenoble, Francia.

\* Correspondencia – C-e: imma.martinez@esrf.fr

**Palabras clave:** radioterapia con microhaces, sistema de planificación, simulación Monte Carlo, radiación sincrotrón, ensayos clínicos.

### **Introducción**

Los gliomas son tumores extremadamente radioresistentes. La radioterapia convencional es solo paliativa ya que la dosis absorbida necesaria para su ablación es incompatible con la alta morbilidad de los tejidos sanos circundantes. El empleo de nuevas técnicas como la radioterapia con microhaces (MRT) ha mostrado un incremento significativo del índice terapéutico. Esta novedosa técnica radioterápica por radiación sincrotrón se basa en los llamados efectos de dosis-volumen: cuanto menor es el tamaño de campo, mayor es la tolerancia de los tejidos sanos. La irradiación se lleva a cabo con un peine de microhaces paralelos de unos 50  $\mu\text{m}$  de ancho y 400  $\mu\text{m}$  de separación, con un espectro de energías que tiene su pico en los 80 keV.

Los ensayos preclínicos han demostrado la gran resistencia de los tejidos sanos a este tipo de irradiación incluso a dosis elevadas, así como la curación de tumores extremadamente agresivos. El éxito estos estudios preclínicos ha abierto el camino hacia los futuros ensayos clínicos con pacientes en el European Synchrotron Radiation Facility (ESRF, ID17- Línea Biomédica). En este contexto, un sistema de planificación (TPS) dedicado a la MRT está siendo desarrollado y verificado experimentalmente. El proyecto supone un reto ya que actualmente no existe ningún TPS comercial para tal modalidad de irradiación con haces micrométricos.

El motor de cálculo del TPS incluye una modelización completa de la fuente de sincrotrón (espectro de energía, espacio de fases y polarización de los fotones incidentes), así como el transporte a través de 42 m de elementos ópticos hasta la posición del paciente, donde se genera un fichero de espacio de fases (PSF) con el estado de las partículas. Este PSF es usado como entrada para el cálculo de dosis en un modelo del paciente, basado en imágenes de tomografía axial computerizada (TAC).

### **Material y métodos**

El motor de cálculo del TPS está basado en simulaciones Monte Carlo (MC) usando el código de simulación PENELOPE/penEasy. Los cálculos incluyen el desacoplamiento de la red de vóxeles de las imágenes TAC (con un volumen del orden de  $\text{mm}^3$ ) y la red de vóxeles para el cálculo de dosis, que tiene dimensiones micrométricas en la dirección transversal de los microhaces. Se han aplicado técnicas de reducción de varianza y métodos de paralelización de las simulaciones (CONDOR) para acelerar el proceso de planificación.

Las distribuciones de dosis obtenidas por las simulaciones MC han sido validadas con medidas experimentales realizadas en el ESRF en fantasmas homogéneos (tanque de agua PTW MP3-P 41029 y láminas de agua sólida PTW RW3) usando diferentes sistemas de detección (HD-810 Gafchromic films y cámara de ionización PTW 31010) para diferentes modalidades de irradiación.

### **Resultados y discusión**

Una descripción completa del motor de cálculo para el TPS dedicado a la MRT y de las distribuciones de dosis calculadas y medidas serán presentados. Resultados preliminares muestran que las simulaciones MC reproducen fielmente las curvas de dosis en profundidad y los perfiles laterales de dosis medidos experimentalmente para diferentes tamaños de campo. Las diferencias obtenidas están dentro de las tolerancias expuestas en protocolos internacionales.

### **Conclusiones**

Un sistema de planificación basado en simulaciones Monte Carlo está siendo desarrollado y validado experimentalmente para los futuros ensayos clínicos en radioterapia con microhaces. El motor de cálculo del TPS incluye la descripción completa de la fuente de sincrotrón y su transporte a través de los elementos de ID17-Línea Biomédica, así como el cálculo de distribuciones de dosis a nivel micrométrico en un modelo voxelizado del paciente. Los primeros resultados indican que las simulaciones Monte Carlo reproducen los datos experimentales medidos en medios homogéneos.



## Estudios de potenciación de dosis en radioterapia con microhaces

MARTÍNEZ-ROVIRA, I.<sup>1,\*</sup>, PREZADO, Y.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> ID17 Biomedical Beamline, European Synchrotron Radiation Facility, Grenoble, Francia e Institut de Tècniques Energètiques, Universitat Politècnica de Catalunya, Barcelona, España.

<sup>2</sup> ID17 Biomedical Beamline, European Synchrotron Radiation Facility, Grenoble, Francia.

\* Correspondencia – C-e: imma.martinez@esrf.fr

**Palabras clave:** radioterapia con microhaces, simulación Monte Carlo, radiación sincrotrón, agente de contraste, potenciación de dosis.

### Introducción

Un tratamiento de radioterapia radical para los gliomas requeriría la deposición de altas dosis en el tejido sano circundante produciendo efectos secundarios perjudiciales. La radioterapia con microhaces (MRT) es una nueva técnica basada en los efectos de dosis-volumen: cuanto menor es el tamaño de campo, mayor es la tolerancia de los tejidos sanos. La irradiación se lleva a cabo con un peine de rayos X paralelos de unos 25-75  $\mu\text{m}$  de ancho separados 200-400  $\mu\text{m}$ . El espectro de energía de los fotones incidentes va de 50 keV a 500 keV con un pico en 80 keV (llamado espectro MRT). Los perfiles laterales de dosis forman un patrón de picos y valles con altas dosis de radiación en la trayectoria de los microhaces y bajas dosis en los espacios entre ellos. La dosis absorbida en la región central entre microhaces y la dosis absorbida en el centro del microhaz se denotan como dosis valle y dosis pico, respectivamente. El ratio entre la dosis pico y la dosis valle (PVDR) es también un parámetro dosimétrico de interés en este tipo de técnicas con radiación espacialmente fraccionada. Estudios preclínicos previos ha logrado la ablación de tumores radioresistentes en animales de experimentación sin apenas efectos secundarios en el tejido sano. Se ha demostrado que altos valores de PVDR contribuyen a preservar el tejido sano, siempre manteniendo la dosis valle lo más baja posible y por debajo de las tolerancias para una irradiación con campo ancho. En el tumor, en cambio, los valores de PVDR se deben mantener altos para obtener una mayor probabilidad de control tumoral.

El índice terapéutico mostrado en estos estudios puede ser mejorado cargando el tumor con un agente de contraste de alto número atómico ( $Z$ ) ya que se observa un aumento global en la deposición de dosis en el tumor debido al incremento de la sección eficaz de efecto fotoeléctrico. Los productos de las interacciones fotoeléctricas, que combinan una alta transferencia energética con un rango corto, resultan en un incremento de la dosis depositada cerca del pico. Este fenómeno, junto al aumento de la posibilidad de sufrir una dispersión Compton, contribuye a un aumento significativo de la dosis valle y por tanto, a una reducción del PVDR en el tumor. El objetivo de este trabajo es el de definir el/los elemento/s de alto número atómico que proporciona la mayor razón de dosis absorbida en la región a tratar respecto al tejido sano.

### Material y métodos

Se han realizado simulaciones Monte Carlo con el código PENELOPE/penEasy. La radiación incide sobre un maniquí de cabeza humana. Se han considerado diferentes posibilidades de irradiación:

- Tumor cargado con varios elementos de alto  $Z$  previamente empleados clínicamente o en fase de desarrollo: I, Gd, Ho, Er, Yb, Lu, Hf, Au y Tl, con concentraciones de 5 mg/ml y 10 mg/ml.
- Separaciones entre microhaces: 200  $\mu\text{m}$  (usado en los ensayos preclínicos) y 400  $\mu\text{m}$  (será usado en los próximos ensayos clínicos).
- Energía incidente: espectro MRT y haz monocromático de 175 keV (esta energía produce el óptimo balance entre la deposición de dosis en el tumor y la preservación de los tejidos sanos).

Como criterio para encontrar el elemento que produce el óptimo resultado se ha usado la maximización del cociente de PVDR en el tejido sano y en el tumor y también la minimización de la dosis valle en el hueso y el cerebro.

### Resultados

En el presente trabajo se han calculado factores de potenciación de dosis, PVDR y dosis valle en los tejidos sanos y en el tumor, cargado con diferentes agentes de alto número atómico. Se observa una disminución del PVDR en el tumor, acompañado por un incremento en la dosis valle. En los tejidos sanos, la dosis valle depositada puede verse reducida hasta un 48% para una concentración de [10 mg/ml] respecto a la ausencia de agente para depositar la misma dosis en el tumor. En general, la elección del mejor elemento dependerá del parámetro dosimétrico evaluado y de la modalidad de irradiación. La tendencia general es que los elementos con alto mayor número atómico producen mejores resultados, *i.e.*, Au y Tl. No obstante, no es fácil generalizar ya que se encuentran resultados equivalentes o mejores para los lantánidos (especialmente el Lu) dependiendo de la modalidad de irradiación.

### Conclusiones

La radioterapia con microhaces es una técnica prometedora en tratamiento de gliomas. La inyección de agentes con alto número atómico en el tumor incrementaría aún más el alto índice terapéutico mostrado por ésta técnica en previos estudios pre-clínicos. El presente trabajo muestra un exhaustivo estudio dosimétrico en el tejido sano y en el tumor, realizado mediante simulaciones Monte Carlo. El objetivo es el de encontrar el elemento que produce la óptima potenciación de dosis en el tumor, permitiendo de esta manera la reducción de la dosis recibida por los tejidos sanos. El resultado depende fuertemente de la modalidad de irradiación, aunque tres elementos destacan por encima de los demás: lutecio, oro y talio.

## Optimización geométrica mediante simulación Monte Carlo de minihaces de radiación sincrotrón para uso terapéutico

MANCHADO, F.\*, VILCHES, M., GUIRADO, D., LALLENA, A.M.

H. U. San Cecilio., Granada.

\* Correspondencia – C-e: manchadodesola@hotmail.com

**Palabras clave:** radiación sincrotrón, simulación Monte Carlo.

### Introducción

Una novedosa técnica en radioterapia consiste en la irradiación con minihaces sincrotrón. Con esta técnica no se irradian las proyecciones de la zona a tratar con campos uniformes o de intensidad modulada, sino con campos constituidos por franjas de 500  $\mu\text{m}$  a 700  $\mu\text{m}$  de anchura. De este modo, se mejora la reparación de los tejidos sanos porque se activan algunos mecanismos homeostáticos de reparación del daño.

En este trabajo se han estudiado, mediante simulación Monte Carlo, las propiedades de este tipo de haces, su degradación con la profundidad atravesada, la influencia del movimiento del blanco durante la irradiación, la forma de reducir la dosis absorbida entre franjas así como la forma de reducir los tiempos de simulación.

### Material y métodos

Esta investigación se ha llevado a cabo mediante simulaciones realizadas con el código PENELOPE (v. 2008). Los espectros usados en las simulaciones han sido proporcionados por el European Synchrotron Radiation Facility (ESRF) situado en Grenoble (Francia) [1].

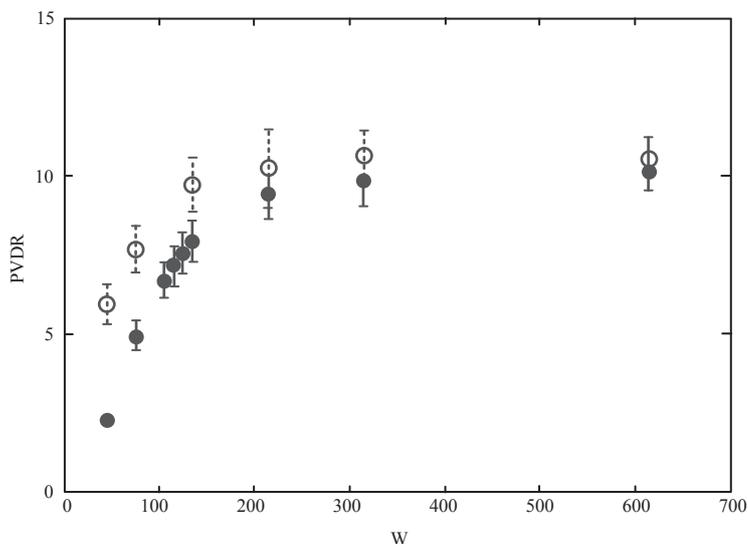
### Resultados y discusión

Nuestras simulaciones muestran que en estos haces la anchura total a mitad de altura (FWHM), la relación de dosis pico-valle (PVDR), la penumbra y el índice de uniformidad (UI) sufren una degradación mínima con la profundidad atravesada, al contrario de lo que ocurre con los haces habituales en la clínica. Los resultados obtenidos en este aspecto son compatibles con los obtenidos por Y. Prezado et al. [2].

Se ha determinado la influencia del movimiento cerebral y de la dispersión en la degradación del parámetro PVDR en haces con distinta anchura del pico. La siguiente figura muestra los valores de PVDR en función de la anchura de los picos teniendo en cuenta el movimiento cerebral (puntos rellenos) y si tenerlo en cuenta (puntos huecos).

Hemos demostrado que se puede reducir el tiempo de cálculo en las simulaciones simulando un único pico en lugar del minihaz completo, aunque, para ello, debe tenerse en cuenta la influencia de cada uno de los picos que forman el minihaz en toda la región estudiada.

Se han diseñado rejillas de filtración del minihaz que reducen los valores de la penumbra de dosis obtenidos al lanzar minihaces ideales. En el diseño de estas rejillas se ha considerado tanto el movimiento cerebral durante la irradiación como la dispersión en el medio.



### Conclusiones

Se ha obtenido que para anchuras del pico inferiores a 220  $\mu\text{m}$  la influencia de ambos efectos empieza a ser significativa. Y que para haces de anchura de pico menor a 80  $\mu\text{m}$  la degradación de PVDR compromete la ventaja terapéutica del tratamiento.

Se han diseñado rejillas de filtración que optimizan las propiedades de los minihaces usados en ESRF.

[1] Prezado, Y. Comunicación privada.

[2] Prezado, Y., Renier, M., Bravin, A. (2009). "A new method of creating minibeam patterns for synchrotron radiation therapy: a feasibility study". *J. Synchrotron Radiat.*, 16:582-6.



## Control de calidad del nuevo código Monte Carlo del planificador multiplan para Cyberknife

FAYOS FERRER, F.\*, ANTOLÍN SANMARTÍN, E., SIMÓN DE BLAS, R., PALAZÓN CANO, I., BERTOMEU PADÍN, T., GUTIÉRREZ SÁRRAGA, J., REY PORTOLÉS, G.

Servicio de Física Médica y Protección Radiológica. Hospital Ruber Internacional. Madrid.

\* Correspondencia – C-e: radiofisica@ruberinternacional.es

Palabras clave: Monte Carlo, Cyberknife, placas radiocrómicas, índice gamma, heterogeneidades.

### Introducción

La progresiva ganancia en potencia de cálculo de los ordenadores y las aproximaciones introducidas en el cálculo de las interacciones han permitido que los códigos Montecarlo vayan siendo implementados en los sistemas de planificación comerciales. En este trabajo se somete a diversas pruebas dosimétricas al código Montecarlo incluido en las últimas versiones del planificador Accuray Multiplan. Se comparan sus resultados y los del algoritmo *Ray-Tracing* (RT), presente desde las primeras versiones, con los resultados experimentales obtenidos mediante dosimetría fotográfica y medidas con cámaras de ionización.

### Material y métodos

Se ha empleado el planificador Multiplan 3.5.2 que incluye el algoritmo RT y un código Montecarlo. Mediante dosimetría con películas radiocrómicas EBT se han obtenido curvas experimentales de rendimiento y perfiles de dosis relativa en el seno de un maniquí CIRS 002LFC, que simula un tórax humano. Éste contiene diferentes tipos de materiales que simulan las densidades y comportamiento frente a la radiación de agua, hueso y pulmón. Los resultados de las medidas se han comparado con los cálculos del planificador. También se han realizado simulaciones realistas de tratamientos sobre lesiones ficticias en diversas localizaciones del maniquí y se han obtenido planos de dosis mediante medida con película radiográfica Kodak EDR2. Los planos medidos y calculados han sido comparados mediante el empleo del índice gamma. Adicionalmente, se ha medido la dosis absorbida en planos realistas de diversas lesiones situadas en zona de pulmón mediante dosimetría con cámara de ionización.

### Resultados y discusión

Los resultados experimentales demuestran que las curvas de rendimientos y perfiles de dosis calculados mediante el código Montecarlo reproducen mejor los resultados experimentales que el algoritmo RT en medios de densidad diferente a la del agua y también en las interfases entre medios. Las diferencias son más acusadas cuanto menor es el tamaño del colimador empleado. El análisis de las placas radiocrómicas demuestra que RT subestima la dosis en el seno del material equivalente a hueso y por el contrario la sobreestima en el medio equivalente a pulmón. El código Montecarlo resuelve estas situaciones con discrepancias inferiores al 3% de la dosis máxima, excepto para el colimador de 5 mm, donde la discrepancia es inferior al 5%. El análisis mediante prueba de índice gamma de las placas radiográficas correspondientes a los planos de dosis demuestra que, dentro de las incertidumbres experimentales, el código Montecarlo obtiene resultados aceptables y equivalentes a los de RT en el seno del material equivalente a agua. No obstante, sólo mediante el empleo de Montecarlo es posible obtener resultados aceptables sobre todo en medio equivalente a pulmón, o interfase de éste con agua, donde RT predice sobredosis superiores a un 20% que no se corresponden con lo medido. Los resultados de la prueba de índice gamma (3%-3 mm) son aceptables (<10%) para medio hueso y código Montecarlo, no así para RT. Para las medidas mediante cámara de ionización en el medio equivalente a pulmón, las diferencias promedio entre RT y medida son del 20% y del -1,5% para Montecarlo.

### Conclusiones

Se ha demostrado, mediante una serie de pruebas, que el código Montecarlo implementado en las últimas versiones de Multiplan es capaz de mejorar los resultados de RT en situaciones dosimétricas habituales en la práctica clínica que supongan la presencia de medios de densidad diferente a la del agua. No obstante, el hecho de que el código Montecarlo ofrezca resultados que son a la vez muy próximos a los experimentales y muy diferentes a los obtenidos mediante RT, a los que están familiarizados los radioterapeutas y sobre los que basan sus cálculos de dosis objetivo, invita a ser prudentes e informar a aquellos de esta circunstancia para que sea tenida en cuenta en las decisiones clínicas.

## Utilización del maniquí de imagen SEFM para control de calidad de planificadores en estudios de MVCT de tomotherapy

HERNÁNDEZ RODRÍGUEZ, J., GARCÍA REPISO, S. \*, MARTÍN RINCÓN, C., VERDE VELASCO, J.M., RAMOS PACHO, J.A., MONTES FUENTES, C., DE SENA ESPINEL, E., MARTÍN NÚÑEZ, J., GÓMEZ LLORENTE, P.L., FERNÁNDEZ BORDES, M.

Hospital Universitario de Salamanca.

\* Correspondencia – C-e: radioproteccion.husa@saludcastillayleon.es

**Palabras clave:** tomoterapia, MVCT, maniquí SEFM, planificador, control de calidad.

### Introducción

La unidad de radioterapia *Tomotherapy Hi-Art* incorpora un sistema de radioterapia guiada por la imagen (IGRT), basado en un haz de megavoltaje generado por el propio acelerador. Dicho haz tiene una energía nominal de 3,5 MV y permite la realización de estudios de forma análoga a la proporcionada por un CT de kilovoltaje.

Esta modalidad de IGRT que denominamos CT de megavoltaje (MVCT), permite realizar correcciones en el posicionamiento del paciente previas a cada sesión de tratamiento, así como la adquisición de datos anatómicos del paciente para su posterior planificación.

Es en este último aspecto donde se ha querido comprobar la capacidad del sistema de planificación (TPS) de *Tomotherapy* para la reconstrucción de volúmenes, evaluando la definición de contornos externos y la segmentación de estructuras, utilizando para ello el maniquí de imagen patentado por la SEFM para el control de calidad de sistemas de planificación. Asimismo se ha contrastado la curva de calibración de unidades Hounsfield (HU) vs. densidad electrónica relativa (DER) para la energía del MVCT realizada con este mismo maniquí frente a la obtenida mediante el maniquí suministrado por el fabricante.

### Material y métodos

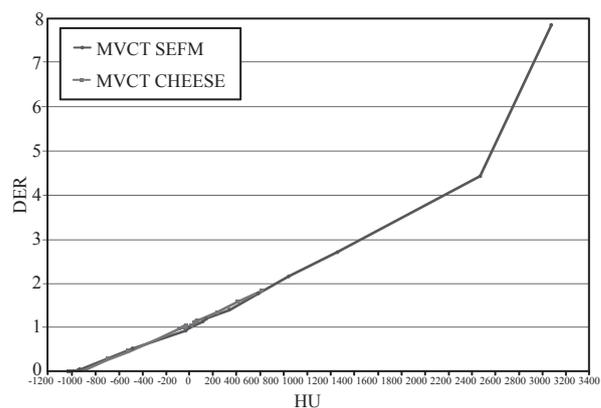
El maniquí de la SEFM incluye un cilindro de resina en el que están embebidas una serie de figuras geométricas (cono, esfera y tronco de pirámide cuadrada) de dimensiones conocidas. Dicho maniquí se escanea en la unidad *Tomotherapy* con dos de los tamaños de corte disponibles (2 y 4 mm), enviando los datos al TPS. Para el contorneo de las estructuras se empleó un método manual y un método de segmentación automático proporcionado por el propio TPS basado en umbrales de HU. Se evaluaron los volúmenes de las estructuras para ambos métodos de contorneo y los tamaños de corte utilizados.

Por otro lado, se obtiene la curva que relaciona la DER con las HU para la energía de MVCT, tanto para el maniquí de planificadores de la SEFM, como para el maniquí *Cheese Phantom (Tomotherapy Inc.)* con sus respectivos insertos de diferentes densidades.

### Resultados y discusión

Los valores de los volúmenes de las diferentes estructuras contorneadas mediante la segmentación manual se acercan más al valor nominal que los obtenidos por el método automático, posiblemente debido a la dificultad en la elección de los rangos y umbrales del algoritmo automático de contorneo. Como era de esperar, a menor espesor de corte, mejor es el acuerdo entre el valor nominal y el calculado. En cualquier caso, todos los valores calculados se encuentran dentro de las tolerancias establecidas por el protocolo de control de calidad en TPS de la SEFM.

En la figura adjunta se muestra la gráfica de HU vs DER para los dos maniquíes utilizados. Se observa una gran similitud entre ambas curvas hasta el rango que cubre el maniquí *Cheese Phantom*, puesto que el maniquí de la SEFM tiene la ventaja de permitir puntos de calibración hasta un rango mayor de densidades altas. Este detalle nos permite también afirmar que la saturación de la curva se produce en MVCT a densidades mucho mayores que en un CT de kilovoltaje, evitándose en la mayor parte de los casos la presencia de artefactos en la imagen debidos a la presencia de prótesis u objetos metálicos en el volumen explorado.



### Conclusiones

Las pruebas de control de calidad realizadas al planificador de *Tomotherapy* han demostrado que se encuentra dentro del nivel de precisión requerido para la segmentación de estructuras y la reconstrucción de volúmenes. Asimismo, la curva HU-DER obtenida con el maniquí de la SEFM permite el ajuste de puntos con densidades más altas que las que proporciona el maniquí *Cheese Phantom*. El empleo del MVCT para la adquisición de datos anatómicos en localizaciones con prótesis u objetos metálicos previene en la mayor parte de los casos de la aparición de artefactos en la imagen, permitiendo por tanto una mejor visualización de la anatomía y una mayor precisión en el cálculo dosimétrico.



## Simulación Monte Carlo con PENELOPE y parámetros del TG-43 para la fuente de <sup>125</sup>I selectSeed de Nucletron usada en braquiterapia

JUAN-SENABRE, X.J.<sup>1</sup>, PORRAS, I.<sup>2</sup>, LALLENA, A.M.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Consorcio Hospitalario Provincial de Castellón, Av. Dr Clara, 19. 12002 Castellón de la Plana, España.

<sup>2</sup> Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Facultad de Ciencias, Universidad de Granada, E-18071 Granada, España.

### Objetivo

Simular la fuente de braquiterapia selectSeed de Nucletron mediante técnicas de Monte Carlo (MC) con el código PENELOPE [1]. En particular se buscan los parámetros según el formalismo propuesto por la AAPM en el informe TG-43 [2]. Se proponen nuevas parametrizaciones precisas para los resultados obtenidos.

### Materiales y Métodos

Se emplea el código PENELOPE para realizar las simulaciones Monte Carlo. Los parámetros usados son:  $C_1 = C_2 = 0.05$ ,  $W_{cc} = 10$  keV,  $W_{cr} = 1$  keV. La energía de absorción de los fotones se fija en 1 keV, y en 10 keV para los electrones y positrones. Los parámetros del TG-43 {constante de tasa de dosis  $A$ , función radial de dosis  $g(r)$ , función de anisotropía  $F(r;\theta)$  y factor de anisotropía  $\Phi_{an}(r)$ } son simulados y los resultados se comparan con los publicados por Karaiskos et al. [3]. La descripción geométrica y material de la fuente se toma de [3], y el espectro energético de desintegración del TG-43 [2]. El número de partículas usadas en las simulaciones oscila entre  $10^9$  y  $10^{11}$ , a fin de garantizar suficiente estadística.

### Resultados

Para la  $A$ , el resultado de la simulación es  $0.953 \pm 0.004$  cGy  $h^{-1} U^{-1}$ . En la ref. [3] el valor obtenido es  $0.954 \pm 0.005$  cGy  $h^{-1} U^{-1}$ , por lo tanto el acuerdo entre los valores es bueno.

Para la  $g(r)$  el acuerdo es también bueno, dentro del 2%. Además la función

$$g(r) = (a_0 + a_1 r) e^{\mu_1 r} [1 - (b_0 + b_1 r + b_2 r^2) e^{\mu_2 r}],$$

proporciona un ajuste preciso de los datos. Esta función consta de dos factores. El primero tiene en cuenta el gran alcance de la radiación, siendo aproximadamente constante para pequeños valores de  $r$ , y el otro describe el efecto “build-up”, siendo aproximadamente constante a partir de valores de  $r$  más allá del máximo de  $g(r)$ .

Los resultados para  $F(r;\theta)$  están en concordancia con la ref. [3]. El nuevo formalismo propuesto para el ajuste se basa en la dependencia angular de la tasa de dosis, que viene dada por el producto de  $G(r;\theta)$  y  $F(r;\theta)$ , el cual puede desarrollarse satisfactoriamente mediante polinomios ortonormales de Legendre, que son función de  $\cos \theta$ :

$$G(r;\theta) F(r;\theta) = G(r;\theta_0) \sum_k \varphi_{2k}(r) P_{2k}(\cos \theta)$$

Los resultados para  $\Phi_{an}(r)$  están también en buen acuerdo con [3]. Los valores simulados obtenidos pueden ser ajustados por una función similar a la usada para la  $g(r)$ . La descripción y ajuste del factor de anisotropía cerca de la fuente se estudia con detalle, aportando nuevos datos.

### Conclusiones

En este trabajo se ha elaborado una detallada descripción dosimétrica mediante técnicas MC de la fuente de braquiterapia selectSeed haciendo uso del código PENELOPE. El análisis de los distintos parámetros del TG-43 obtenidos confirma los resultados previos bibliográficos. De hecho los cálculos de este trabajo conllevan alta estadística permitiendo aportar más resultados, como en el caso particular del factor de anisotropía cerca de la fuente. También se muestran nuevas y precisas expresiones de ajuste, con sus parámetros, que son susceptibles de ser fácilmente implementadas en los planificadores computarizados.

### Referencias

- [1] Salvat, F., Fernández-Varea, J.M., Sempau, J. (2003). PENELOPE, A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. NEA Workshop Proceedings Issy-les-Moulineaux, France.
- [2] Rivard, M.J., Coursey, B.M., DeWerd, L.A., et al. (2004). Update of AAPM Task Group N°. 43 Report: A revised protocol for brachytherapy dose calculations. *Med. Phys.* 31: 633-674.
- [3] Karaiskos, P., Papagiannis, P. and Sakelliou. (2001). “Monte Carlo dosimetry of the selectSeed <sup>125</sup>I interstitial brachytherapy seed”. *Med. Phys.* 28 (8): 1753-1760.

## Consideraciones sobre el cálculo de volúmenes en dos sistemas de planificación

GÓMEZ-TEJEDOR ALONSO, S. \*, RINCÓN PÉREZ, M., PENEDO COBOS, J.M., GARCÍA CASTEJÓN, M.A.

Fundación Jiménez Díaz - Capiro, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: Sgomez@fjd.es

**Palabras clave:** cálculo, volúmenes, radioterapia, planificación, calidad.

### Introducción

Las discrepancias en el cálculo de un mismo volumen entre sistemas de planificación distintos repercuten en los histogramas dosis-volumen y por tanto en la valoración clínica de las dosimetrías a pacientes.

La transferencia, por una red local, del estudio tomográfico (TC) y los contornos de órganos críticos de pacientes, entre nuestros dos sistemas de planificación, nos permite evaluar el cálculo de volúmenes idénticos.

### Material y métodos

Se dibujan los contornos de los órganos de riesgo (OR) de 7 pacientes en el sistema de planificación Oncentra Masterplan, versión 3.3 SP2. Se transfiere, por red local, un fichero con el estudio TC y los contornos definidos, al sistema de planificación XIO 4.34.02. En ambos se realizan los cálculos volumétricos de las estructuras definidas por voxels (voxel size de 1 mm). Los estudios tomográficos tienen un espaciado entre cortes de 5 mm, pitch 1, y están realizados en un equipo Philips Big Bore.

Se repite el procedimiento con el maniquí de imagen para control de sistemas de planificación, de la Sociedad Española de Física Médica (SEFM), en el que se contornean dos figuras inscritas (cono y esfera), de volumen conocido.

El órgano de riesgo número 1 (OR<sub>1</sub>) se dibuja en un único corte del TC.

### Resultados y discusión

La siguiente tabla muestra los volúmenes, en centímetros cúbicos, calculados para los distintos órganos de riesgo y las figuras del maniquí de la SEFM para ambos sistemas de planificación

	OR <sub>1</sub>	OR <sub>2</sub>	OR <sub>3</sub>	OR <sub>4</sub>	OR <sub>5</sub>	OR <sub>6</sub>	OR <sub>7</sub>	OR <sub>8</sub>	OR <sub>9</sub>	OR <sub>10</sub>	OR <sub>11</sub>	OR <sub>12</sub>	OR <sub>13</sub>	OR <sub>14</sub>	esfera	cono
Oncentra	0	1581	439,9	430,2	910,2	382,1	24,7	16,2	8,1	7,8	75,8	114,1	116,6	103,1	32,51	25,4
XIO	11,1	1583	462,9	450,6	916,5	389,7	26,4	17,7	9,8	9,5	82,5	120,3	123,5	109,5	34,98	28,9

El análisis de los datos de la tabla nos muestra una variación significativa en los volúmenes calculados dependiendo del sistema de planificación utilizado, siendo en todos los casos mayores en el XIO.

Cuanto menor es el volumen del órgano crítico analizado (OR<sub>9</sub> y OR<sub>10</sub>), mayor es la discrepancia relativa entre los dos sistemas de planificación, llegando en los volúmenes más pequeños hasta un 17%.

Un órgano pintado en un único corte de TC (OR<sub>1</sub>) nos da información sobre la diferente manera de calcular los volúmenes de los dos sistemas de planificación. A un órgano crítico pintado en un único volumen, XIO le da un valor de 11.08 cc, mientras que Oncentra asigna un volumen 0 cc, de donde deducimos que el algoritmo de XIO extrapola contornos, y el de Oncentra no.

El cono inscrito en el maniquí de la SEFM tiene 25.13cc reales y la esfera 33.51cc. Ambos sistemas por tanto sobrestiman los volúmenes calculados, siendo más preciso Oncentra.

### Conclusiones

El cálculo de volúmenes difiere entre los distintos sistemas de planificación, dato que debemos tener en cuenta en la puesta en marcha de estos y en las actualizaciones de software.

En estructuras pequeñas (ojos, cristalinos, quiasma óptico,...) el cálculo de volúmenes es poco preciso en los sistemas de planificación analizados.



## Simulación Monte Carlo de un tratamiento de braquiterapia ginecológica de alta tasa teniendo en cuenta las heterogeneidades

BERENGUER SERRANO, R.\* , RIVERA JIMÉNEZ, M., NÚÑEZ QUINTANILLA, A.T., DE LA VARA OLIVAS, V., GUTIÉRREZ PÉREZ, M., SABATER MARTÍ, S.

Servicio de Radioterapia – Complejo Hospitalario Universitario de Albacete.

\* Correspondencia – C-e: roberto0099@yahoo.com

**Palabras clave:** simulación Monte Carlo, braquiterapia ginecológica, Penélope, penEasy.

### Introducción

El objetivo del trabajo fue el de comparar la distribución dosimétrica de un tratamiento de Braquiterapia ginecológica de alta tasa con fuente de Ir-192 tal y como lo hace un planificador convencional frente a la distribución dosimétrica obtenida mediante simulación de Monte Carlo teniendo en cuenta, (además de la geometría de la fuente), el aplicador ginecológico vaginal (tubo y cilindro o dome vaginal) y la anatomía de la paciente. En particular se evaluó la influencia de la presencia de contraste yodado en la vejiga de la paciente.

### Material y métodos

La simulación Monte Carlo se realizó a través del código PENELOPE2008.1, y el módulo penEasy (v.2010-09-07). Se utilizó este código al poseer el paquete de subrutinas penVox que permite la simulación de una geometría definida mediante cuádrículas y vóxeles de manera simultánea. En primer lugar se simuló un tratamiento braquiterápico ginecológico con la geometría de la fuente de Ir-192 v2 de alta tasa de NUCLETRON en modo cuádrículas rodeada por vóxeles de agua y a continuación se simuló dicha fuente, el aplicador ginecológico vaginal (tubo y cilindro) en modo cuádrículas rodeado todo ello por vóxeles de distintos tejidos humanos obtenidos del CT de la paciente que recibió el implante a partir de una tabla de conversión nº CT vs tejido y densidad electrónica relativa. En ambos casos se adaptó perfectamente la geometría de las cuádrículas a la posición de los respectivos objetos sobre el CT de la paciente.

### Resultados y discusión

La comparación de las distribuciones dosimétricas de ambas simulaciones arrojan dos diferencias: la primera es la atenuación adicional que supone la presencia del tubo del aplicador vaginal que no es tenida en cuenta en los planificadores convencionales de Braquiterapia; en segundo lugar, la existencia de contraste yodado en la vejiga, tal y como se realiza de manera rutinaria en nuestro centro, provoca una importante modificación de la distribución dosimétrica. Los resultados de la simulación demuestran un aumento muy significativo de la dosis absorbida a nivel de vejiga en factor en torno a 2.

Hasta ahora todos los estudios encontrados en la bibliografía no han demostrado diferencias importantes en los tratamientos de Braquiterapia ginecológica por el hecho de tener en cuenta las heterogeneidades del paciente puesto que efectivamente la presencia de tejido óseo, muscular, etc no altera de manera muy significativa la dosimetría. Sin embargo, el contraste yodado sí altera significativamente la distribución como se demuestra, hecho que sí se ha comprobado en otras localizaciones como en el caso del MammoSite®.

Por otro lado, se presenta la problemática de comparar dosis absorbida en agua tal y como calculan los planificadores frente a dosis absorbida en tejidos humanos tal y como lo calculan los códigos Monte Carlo en general. Para evitar este problema se realizó la conversión de dosis absorbida en tejido a dosis absorbida en agua utilizando para ello los cocientes de los coeficientes de absorción de energía máxicos teniendo en cuenta el espectro energético que llega a la vejiga. Los resultados no muestran una influencia muy relevante en este caso.

### Conclusiones

El resultado de este estudio demuestra que la presencia de contraste yodado en la vejiga modifica de manera significativa la distribución dosimétrica en un tratamiento braquiterápico ginecológico de alta tasa con fuente de Ir-192 aumentando la dosis absorbida en la vejiga.

### Agradecimientos

Queremos agradecer al Dr. Josep Sempau Roma, investigador del Institut de Tècniques Energètiques de la Universitat Politècnica de Catalunya su inestimable aportación a este trabajo.

## Utilización del código MCNP y GEANT para el estudio de la respuesta energética de detectores de energía dual

JUSTE, B., MORERA, D.\*, MIRÓ, R., VERDÚ, G.

Universidad Politécnica de Valencia, Camí de Vera s/n, Valencia.

\* Correspondencia – C-e: bejusvi@iqn.upv.es

**Palabras clave:** simulación Monte Carlo, detectores de energía dual.

### Introducción

La utilización de detectores de radiación de doble energía (*dual energy*) es una potente herramienta para la identificación de materiales sometidos a análisis de rayos-X.

Dado un espectro fotónico emitido por un tubo de rayos-X, a bajas energías, la absorción de radiación depende principalmente del número atómico efectivo así como del grosor del material. En cambio, a niveles de energía más alta, por encima de los 100 kilovoltios, la energía absorbida depende, sobre todo, de la densidad del material.

### Material y métodos

En el presente trabajo se ha utilizado la metodología Monte Carlo para estudiar la respuesta que un detector lineal de doble energía formado por dos materiales centelleadores (GOS y CsI) presenta ante un espectro de 160 kV emitido por un tubo de rayos-X.

Para ello, se han utilizado los códigos de simulación Monte Carlo, MCNPX y GEANT (integrado en el software SWORD). El Software para la Optimización de Detectores de Radiación (SWORD) es un programa reciente diseñado para la evaluación de la eficacia de detectores con diferentes configuraciones. Se trata de un sistema totalmente integrado que utiliza GEANT4 por defecto para realizar las simulaciones.

Los resultados obtenidos del SWORD han sido validados con aquellos obtenidos en las simulaciones con MCNP.

El estudio de la respuesta energética de este detector compuesto se ha realizado mediante la simulación de sucesivos haces monoenergéticos (10, 20, ..., 160 KeV) dirigidos hacia el detector, registrando la energía absorbida por cada detector en cada rango energético analizado.

### Resultados y discusión

Los resultados de la respuesta de ambos detectores en cada rango energético obtenidos por el MCNPX y el GEANT se presentan en la Figura 1.

Se puede observar como las curvas ajustan perfectamente, encontrándose la media de la diferencia porcentual entre ambas curvas por debajo del 5%.

Además, los resultados muestran que a bajas energías, el detector de GOS presenta una respuesta superior, mientras que por encima de los 100 KeV es el detector de CsI el que ofrece una mejor respuesta.

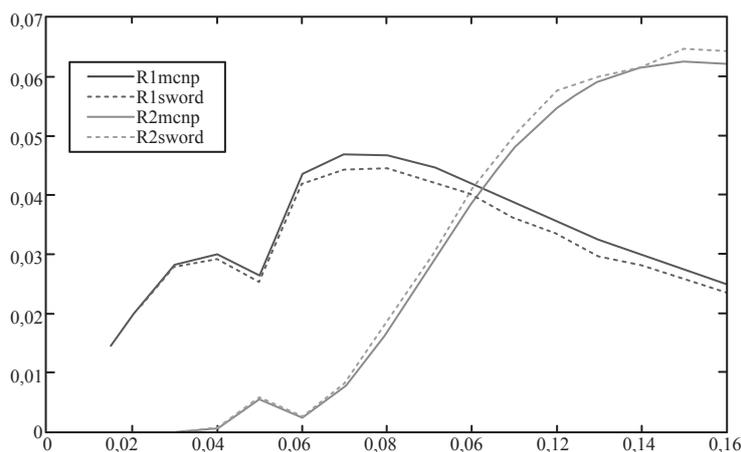


Figura 1. Respuesta energética del detector de energía dual (GOS-CsI).

### Conclusiones

A raíz de los resultados se puede afirmar que un detector de energía dual de estos materiales es una buena combinación para separar la parte del espectro de baja energía de la de alta, obteniendo así dos imágenes fundamentales para la identificación del número atómico efectivo de un objeto irradiado.



## **Aceleración del cálculo de planificadores de radioterapia mediante paralelización con GPUS**

REINADO, D.<sup>1,3,\*</sup>, CÓZAR, J.<sup>2</sup>, ALONSO, S.<sup>3</sup>, CHINILLACH, N.<sup>1,3</sup>, CORTINA, T.<sup>1,3</sup>, RICOS, B.<sup>3</sup>, Díez, S.<sup>1,3</sup>

<sup>1</sup> Unidad de Biofísica. Dep. Fisiología, Fac. Medicina. Universidad de Valencia.

<sup>2</sup> Dep. de Sistemas Informáticos. ESII Albacete. Universidad de Castilla-La Mancha.

<sup>3</sup> Serv. de Radiofísica y PR. Hospital Clínico Universitario de Valencia.

\* Correspondencia – C-e: david.reinado@uv.es

**Palabras clave:** paralelización, GPUS, PLUNC, Monte Carlo.

### **Introducción**

Los cálculos con Montecarlo (MC) son el paradigma del cálculo preciso, aunque en contra tienen la necesidad de utilizar grandes tiempos de cálculo e implican el uso de plataformas informáticas caras y complejas para su utilización. Actualmente están comenzando a aparecer en el mercado planificadores que utilizan Montecarlo en “tiempo real”. En este trabajo, hemos comprobado que para tiempos de cálculo aceptables y clínicamente prácticos realizados con MC (real time), se obtienen resultados poco precisos. Si se disminuye la varianza, los resultados son mejores pero el tiempo de cálculo es mucho más alto, dejando de ser en tiempo real. Dado el interés y el beneficio asociado que supone poder realizar cálculos MC en tiempo real, es interesante desarrollar sistemas de disminución de tiempos de cálculo basados, bien en optimización de código y/o paralelización. En este trabajo hemos desarrollado y comprobado unas subrutinas de paralelización mediante arquitecturas de unidades de procesos gráficos (GPUs) para aplicarlas a cálculos con algoritmos estándar de código conocido. La experiencia adquirida al realizar estas pruebas será aplicable igualmente a los cálculos de MC en radioterapia externa si se dispone del código.

### **Material y métodos**

Hemos tomado como condiciones de cálculo un acelerador Elekta Precise de 6MV, campo de 10x10 cm<sup>2</sup> normalizado a una profundidad de 5 cm y una DFS 90 cm. Los cálculos de MC fueron realizados con un Intel Xeon @ 2.66Ghz con 3 Gb de RAM. Los algoritmos de paralelización se han desarrollado en un Intel Core 2 Duo @ 2.66 Hz con 2 Gb de RAM. La tarjeta gráfica utilizada ha sido una NVIDIA GEFORCE GTX280. Se han testeado con algoritmos de cálculo conocidos convolución/superposición y se han implementado en el sistema de planificación PLUNC (University of North Carolina) utilizando GPUs. Estas unidades de procesos gráficos han sido utilizadas tradicionalmente para aplicaciones interactivas y de alto rendimiento. Estas aplicaciones deben de tener procesos paralelizables y con gran carga de computación para obtener un buen rendimiento. Los sistemas de planificación de radioterapia son perfectos para estos objetivos.

### **Resultados y discusión**

Los tiempos de cálculo obtenidos para un cálculo estándar de MC con una varianza de un 2% han sido de 0.47 minutos por haz y se han obtenido variaciones significativas frente al algoritmo de Pencil Beam (PB). Para poder mejorar estos resultados y aproximarlos a los experimentales es necesario aumentar la estadística con el consecuente aumento en el tiempo de cálculo. Tras disminuir la varianza a un 0.1% el tiempo de cálculo por haz ha pasado a durar 190.32 minutos. La ventaja del método de MC (real time), está en que no se añaden errores introducidos por algoritmos y lo hace altamente deseable, incluso aunque se obtengan tiempos elevados de cálculo. El resultado refleja que para que el cálculo con MC sea de una calidad similar a un PB, es necesario un tiempo de cálculo completamente prohibitivo para su uso clínico. Adaptando procedimientos de paralelización en algoritmos de código abierto (superposición/convolución implementados en PLUNC) se han acelerado en un 21x los tiempos de cálculo. Esto es un resultado prometedor que puede ser aplicado en los planificadores con código de MC y de esta forma realizar cálculos en tiempo real con bajas varianzas y buenos resultados.

### **Conclusiones**

Se ha implementado cálculos por paralelización mediante GPUs en algoritmos pesados como convolución/superposición resultando tiempos de cálculo 21x veces más rápidos comparados con cálculos normales e incluso hemos reducido los tiempos de cálculo disminuyendo el tamaño de la rejilla. Estos resultados nos hacen pensar que este tipo de paralelización puede aplicarse para obtener cálculos precisos con MC en tiempo real sin la necesidad de complicados y caros clusters de ordenadores.

## **Análisis de la fiabilidad de los histogramas dosis-volumen en el planificador XiO de CMS®**

MARQUÉS FRAGUELA, E. \*, SUERO RODRIGO, M.A.

Hospital Virgen del Puerto, Plasencia.

\* Correspondencia – C-e: dreifus05@gmail.com

**Palabras clave:** histogramas dosis-volumen, control de calidad, planificador.

### **Introducción**

Un Histograma Dosis-Volumen (HDV), es una representación gráfica o numérica de la cantidad de volumen que recibe una dosis dada. Es una de las herramientas más poderosas que se emplea en la evaluación de un tratamiento tridimensional tanto para cobertura del volumen blanco como para tolerancia de órganos críticos.

Los algoritmos que se emplean para el cálculo de HDV en los Sistemas de Planificación (SP) están basados básicamente en muestreo de volumen, bien absoluto o aleatorizado.

El objetivo de este trabajo es evaluar la precisión del método de cálculo de los volúmenes y HDV obtenidos con el planificador XiO de CMS®.

### **Material y métodos**

Se contornea, sobre un maniquí cilíndrico virtual de 25 cm de diámetro y 25 cm de altura, un conjunto de volúmenes cilíndricos concéntricos separados con diámetros crecientes desde 5 mm hasta 100 mm y una altura de 80 mm. Se diseña una técnica rotatoria completa con un campo de 20 cm x 20 cm centrado en el eje de los cilindros concéntricos.

Se calcula, utilizando una hoja Excel, el valor de los volúmenes y la estadística de dosis dentro de los mismos con una resolución de 1 mm, 1 cGy.

Se comprueba la coincidencia de los volúmenes y de los puntos de HDV obtenidos con el SP y los calculados analíticamente.

### **Resultados y discusión**

**Tabla 1.** Comparación de los Volúmenes

r (cm)	H (cm)	V_EXCEL (cc)	V_SP (cc)	dV (%)	r_SP (cm)	dr (cm)
5.00	8.00	628.32	635.32	1.11	5.03	0.03
3.75	8.00	353.43	355.93	0.71	3.76	0.01
2.50	8.00	157.08	159.74	1.69	2.52	0.02
1.25	8.00	39.27	39.37	0.25	1.25	0.00
0.25	8.00	1.57	1.38	-12.15	0.23	-0.02

**NOTA:** para los volúmenes que exceden la tolerancia del 1% se observa que el radio del cilindro obtenido a partir del volumen calculado por el SP, r\_SP, difiere con el radio real, r, en menos de 1 mm, la resolución espacial, por lo que se considera como aceptable.

**Tabla 2.** Comparación de un punto del HDV (Isodosis del 90%)

r (cm)	h (cm)	V_EXCEL (cc)	V90_EXCEL (cc)	(V90/V)_E (%)	(V90/V)_SP (%)	d(V90/V)
10	25.2	7916.81	5685.55	71.82	70.47	1.35

Se calcula el volumen ocupado por la isodosis del 90% con una hoja de cálculo, sumando los volúmenes de los troncos de cono, se expresa como un porcentaje del volumen en cuestión y se compara con el porcentaje que nos da el SP para ese volumen.

### **Conclusiones**

Los resultados están dentro de las tolerancias del Protocolo para Control de Calidad en Sistemas de Planificación de la SEFM: 1% para volumen y 5% en cualquier punto del HDV para la técnica rotatoria propuesta.

## Simulación de la semilla I25.S16 de Bebig en los aplicadores oftálmicos COMS

MIRAS, H.\*, TERRÓN, J.A., PÉREZ, M.A., MACIAS, J., MORENO, J.C., CAMPO, J.L., ORTIZ, M., ARRANS, R., ORTIZ, A., FERNÁNDEZ, D.

Hospital Universitario Virgen Macarena. Servicio Radiofísica, Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: Hector.miras@gmail.com

**Palabras clave:** braquiterapia oftálmica, simulación Monte Carlo.

### Introducción

La función de los aplicadores oftálmicos es servir de soporte para las semillas a la vez que reducen la dosis en el exterior del ojo. Sin embargo, su presencia también perturba la distribución dosis en el interior del ojo, por lo que el algoritmo de cálculo de dosis descrito por el TG-43U1 no es adecuado para este tipo de tratamientos.

Se ha estudiado el efecto que introduce en las distribuciones de dosis la presencia de los aplicadores oftálmicos mediante simulación Monte Carlo (MC).

### Material y métodos

Las simulaciones se han realizado con el código PENELOPE. El modelo de semilla de  $^{125}\text{I}$  estudiado es el modelo Iseed I25.S16 de BEBIG, geoméricamente igual al modelo para braquiterapia de próstata I25.S06.

Primeramente se han realizado simulaciones de la semilla en agua para obtener los parámetros dosimétricos definidos en el TG-43U1 y poder comparar los resultados con los de otros autores.

Posteriormente se han caracterizado geoméricamente los aplicadores oftálmicos COMS, constituidos por una placa de una aleación de oro y un material plástico en el que se insertan las semillas. Las distribuciones de dosis de las semillas en las placas obtenidas de las simulaciones MC han sido comparadas con las resultantes de las simulaciones correspondientes en agua (sin la placa).

### Resultados y discusión

Los valores obtenidos para la constante de tasa de kerma en aire,  $S_K$ , y la constante de tasa de dosis,  $A$ , son  $0.955 \pm 0.002 \text{ U}\cdot\text{mCi}^{-1}$  y  $0.995 \pm 0.003 \text{ cGy}\cdot\text{h}^{-1}\cdot\text{U}^{-1}$  respectivamente.

Las funciones radial y de anisotropía obtenidas presentan un buen acuerdo con las publicadas por otros autores.

Los resultados de las simulaciones de las semillas en las placas muestran una reducción de la dosis en el eje central de la placa que llega a ser del orden del 10% a una profundidad de 5 mm (altura típica de un tumor). Este efecto es debido a que los materiales de alto número atómico que forman las placas absorben la mayor parte de la radiación por efecto fotoeléctrico, eliminando parte de la componente de dosis debida a la radiación retrodispersada.

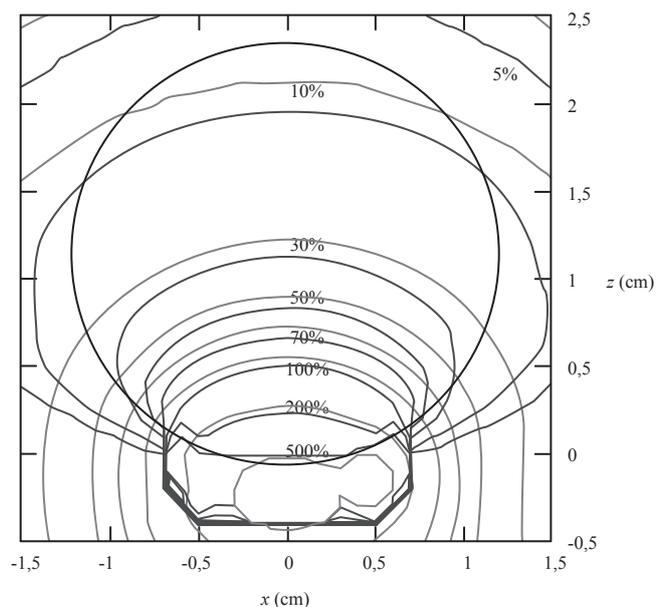
La placa también tiene una importante función de colimación de la radiación, permitiendo reducir las dosis a estructuras críticas próximas como el nervio óptico, la mácula, el cristalino, etc.

Se ha estudiado el efecto de absorción entre semillas. Los resultados indican una reducción media de la dosis de un 0.5% debida a este efecto.

### Conclusiones

Los resultados de las simulaciones confirman la importancia de tener en cuenta en los cálculos de dosis los efectos de absorción y colimación de la radiación causados por la presencia de los aplicadores oftálmicos.

El efecto de absorción entre semillas resulta ser despreciable en este tipo de tratamientos, lo que permite obtener la distribución de dosis de una determinada configuración de varias semillas como superposición de las distribuciones de dosis individuales.



**Figura 1.** Isodosis normalizadas al punto de prescripción ( $z = 0.5 \text{ cm}$ ) para la placa de 12 mm cargada con todas las semillas. Rosa: Resultados de la simulación de las semillas en la placa. Azul: Resultados de la simulación de las semillas en medio homogéneo de agua (sin la placa). El círculo negro muestra la posición del ojo.

## Modelado, planificación y validación del Xio® CMS para tratamientos TBI (SSD extendida de 400 cm)

TEJEIRO, A.\*; PEREIRA, L., DEL MORAL, F., VÁZQUEZ, J., LÓPEZ MEDINA, A., MEDAL, D., ANDRADE ALVAREZ, B., SALGADO FERNÁNDEZ, M. MUÑOZ, V.

Servicio de Radiofísica, Hospital do Meixoeiro, Vigo.

\*Correspondencia – C-e: Antonio.tejeiro.garcia@sergas.es

**Palabras clave:** TBI, XIO, modelado planificador.

### Introducción

La irradiación de cuerpo entero (TBI) es una técnica de radioterapia usada previamente a un trasplante de medula ósea y para determinadas enfermedades hematológicas, en la cual un paciente es irradiado a distancia extendida (SSD de 350 a 400). El objetivo de la TBI es matar las células tumorales del receptor y evitar el rechazo de la medula ósea transplantada. La dosis se prescribe en el punto medio del abdomen aproximadamente a la altura del ombligo. La mayoría de los planificadores no permiten el tratamiento de pacientes con una SSD muy superior a 100 cm, además el uso de la mesa TBI con “spoiler” para aumentar la dosis en piel se debe tener en cuenta. Todo ello obliga a realizar medidas y verificaciones “ad hoc” si se quiere emplear un planificador, dado que el modelado no está optimizado a priori para una SSD de 400 cm.

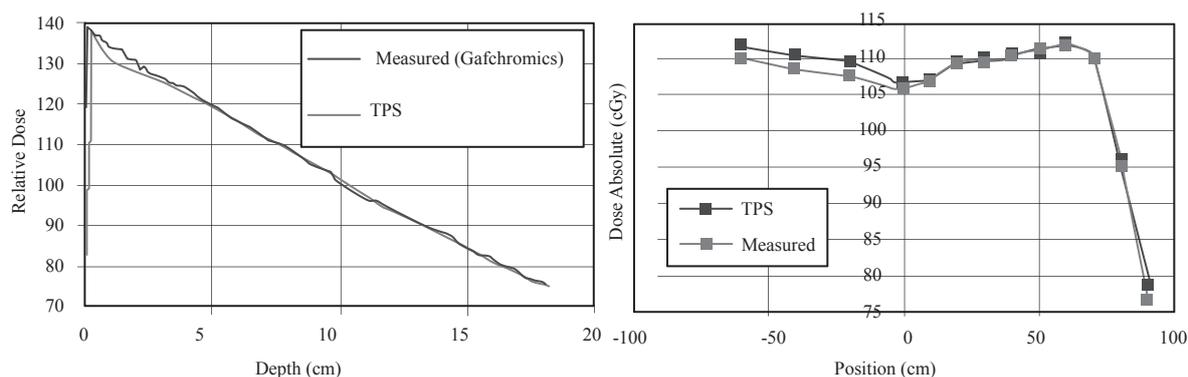
### Material y métodos

El sistema de planificación utilizado fue Xio® CMS (versión 4.60.00). El linac usado fue el PRIMUS (Siemens) con una energía de 6MV. Los cálculos en el planificador se han realizado en Multi-Grid Superposition (MGS), para mejorar los cálculos sobre inhomogeneidades, lo cual es especialmente interesante en pulmón.

Los Spc han sido medidos a una SSD de 400 cm. Los Sc considerados fueron los medidos anteriormente para los tratamientos convencionales de radioterapia. Se han medidos PDDs a 130 cm simulando un spoiler (1 cm PMMA a 5 cm de la superficie del agua). Se han medido también PDDs a 400 cm usando películas gafcrómicas® (EBT2), OARs y dosis absoluta en maniqués de diferentes tamaños simulando abdomen, cabeza y tobillo, medidas que han sido comparadas con el planificador. Las cámaras de ionización que se utilizaron para la dosis absoluta fueron Farmer PTW 30001 y 31001. Para terminar el modelado, se han usado películas gafcrómicas® EBT2 y un maniquí antropomórfico para medir dosis relativa en pulmón.

### Resultados y discusión

En la siguiente gráfica se obtiene gran similitud entre el PDD del TPS y el medido con las EBT2, la mayor discrepancia se observa alrededor del punto máximo, el TPS no es capaz de calcular correctamente la contaminación de electrones producida por el spoiler y subestima la dosis en esa área en un 3%, no obstante la discrepancia en la dosis disminuye con la profundidad. Se presenta también un OAR a un SSD=400 cm, medido con cámara a una profundidad de 10 cm introducida en un maniquí que se fue moviendo en la dirección transversal del campo; obteniendo una discrepancia menor del 2% en dosis absoluta, por último se muestran los resultados de los maniqués que simulaban diferentes partes de la anatomía del paciente se en la tabla.



Medidas sobre el maniquí antropomórfico con gafcrómicas® EBT2 indican que el planificador sobrestima la dosis en pulmón en un 7%.

Se realizaron comparaciones “in vivo” con MOSFETS en pacientes y las discrepancias encontradas son menores de un 2% en abdomen, siendo estas mayores en cabeza un 6.9% debidas probablemente a movimientos durante el tratamiento.

Maniquí y punto de	Dosis TPS (cGy)	Medida (cGy)	Discrepancia (%)
“Abdomen” 5 cm	123.4	123.4	0.0
“Abdomen” 10 cm	106.3	105.6	-0.7
“Abdomen” 16 cm	86.8	85.6	-1.5
“Cabeza” 9.8 cm	103.1	102.7	-1.6
“Tobillo” 2 cm	128.5	129.9	-1.1

### Conclusiones

Xio® CMS permite un buen calculo para TBI si se acompaña de un sistema de inmovilización para evitar incertidumbres. Este método permitiría reemplazar a la dosimetría “in vivo” en determinadas localizaciones del paciente.

Este trabajo ha sido respaldado por la Consellería de Economía e Industria de la Xunta de Galicia (Grant 09SIN007CT).

## Validación dosimétrica de un sistema de planificación comercial VMAT: dosis absoluta y factores de campo

CLEMENTE GUTIÉRREZ, F.\*, CABELLO MURILLO, E., RAMÍREZ ROS, J.C., DE LA CASA DE JULIÁN, M.A.

Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Doce de Octubre, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: pclementegutierrez@gmail.com

**Palabras clave:** Monte Carlo, sistema de planificación, VMAT, dosis absorbida absoluta, factor de campo.

### Introducción

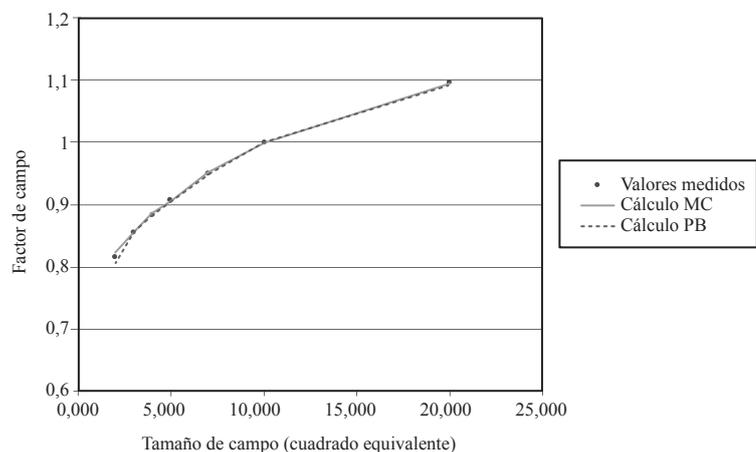
La naturaleza de la técnica Monte Carlo requiere una elevada potencia de cálculo. No obstante, su implementación clínica ha sido posible gracias al desarrollo de un algoritmo rápido de Monte Carlo para haces de fotones. Un sistema comercial de planificación para tratamientos de arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) basado en este algoritmo Monte Carlo (Monaco 2.03, CMS/Elekta) está siendo implementado en el Hospital Central de la Defensa “Gómez Ulla”. En este trabajo presentamos la validación del algoritmo de cálculo de dicho sistema de planificación comparando los valores de dosis absoluta y factores de campo.

### Material y métodos

Para la puesta en marcha del sistema de planificación, ha sido necesario establecer medidas de dosis absorbida en maniquí de agua (cuba) para diversos tamaños de campo. Se han realizado medidas relativas (perfiles y curvas de porcentaje de dosis en profundidad), medidas de dosis absorbida absoluta y factores de campo. En particular, éstos últimos se han medido para campos cuadrados comprendidos entre  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  y  $40 \times 40 \text{ cm}^2$ , campos rectangulares de  $30 \times 5 \text{ cm}^2$  y  $5 \times 30 \text{ cm}^2$ . Los valores de dosis absoluta necesarios para modelar el acelerador en Monaco han sido medidos para distancias fuente-superficie de 90 y 100 cm, a 10 cm de profundidad, para un campo de referencia de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ . CMS ha modelado el haz con estos datos, y ha enviado la información al hospital. Tras instalar el haz modelado en el sistema de planificación, se han realizado cálculos de dosis absorbida para los campos previos sobre un maniquí de agua sólida. Monaco permite la selección de dos algoritmos de cálculo: Pencil Beam (empleado durante la primera etapa del proceso de optimización) y Monte Carlo. El sistema de planificación ha podido ser validado comparando los valores medidos (tomados como referencia) con los calculados. Como parámetros de cálculo se han seleccionado una malla de 3 mm y una varianza de Monte Carlo de 0.5%. Este último parámetro se corresponde con la tolerancia admisible en el porcentaje de varianza de dosis por voxel en la segunda etapa del proceso de optimización (cálculo final de dosis).

### Resultados y discusión

Por brevedad, se presentan únicamente los resultados para campos cuadrados entre  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  y  $20 \times 20 \text{ cm}^2$  (el acelerador será empleado únicamente para tratamientos de VMAT, en los que predominan los campos pequeños). Los factores de campo medidos y calculados se presentan en la figura adjunta. La mayor diferencia entre ellos es 0.88% para el algoritmo Monte Carlo y -1.05% para el cálculo Pencil Beam (ambos para un campo cuadrado de  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ ). Con los mismos parámetros de cálculo, se calculan valores de dosis absorbida absoluta para los dos algoritmos. Empleando Monte Carlo la diferencia entre los valores medidos y calculados es 0.00% a distancia fuente-superficie de 100 cm, mientras que para la distancia de 90 cm es de -1.39%. Para el algoritmo Pencil Beam, los valores son 0.15% y -0.17%, respectivamente.



### Conclusiones

Nuestros resultados muestran que las diferencias entre la dosis calculada con Monaco y las medidas en maniqués de agua son compatibles dentro de las tolerancias establecidas en un  $\pm 2\%$ . Con esta conclusión podemos validar el cálculo de dosis realizado por el sistema de planificación, sobretodo en lo referido a campos pequeños, fundamentales en los tratamientos VMAT.

## Influencia del orden de introducción de un conjunto de objetivos en planificaciones de tratamientos IMRT de próstata

MARAVILLA LIMORTE, M.\*, GÓMEZ MARTÍN, C., ALONSO IRACHETA, L., BÉJAR NAVARRO, M.J., CAPUZ SUÁREZ, A.B., COLMENARES FERNÁNDEZ, R., MORÍS PABLOS, R., ROT SANJUÁN, M.J.

Hospital Ramón y Cajal – Servicio de Oncología Radioterápica (Sección Radiofísica), Madrid.

\* Correspondencia – C-e: miguel\_maravilla2003@hotmail.com

**Palabras clave:** IMRT, Pinnacle, próstata, step & shoot, segmento.

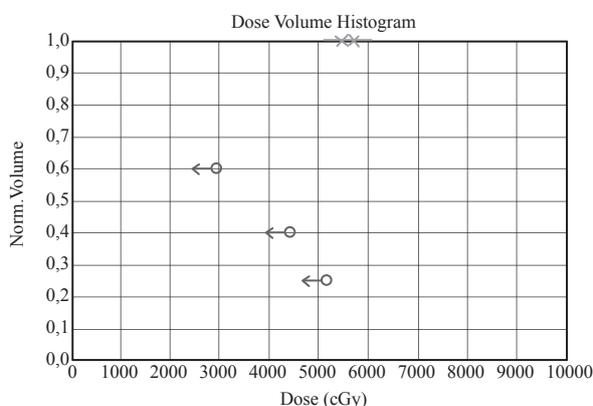
### Introducción

Tras planificar un tratamiento de Radioterapia Externa para cáncer de próstata, hay ocasiones en las que la aplicación de la técnica 3D-CRT (Radioterapia 3D Conformada) convencional hace imposible aunar la consecución de dos requisitos de obligado cumplimiento: por un lado, impartir la dosis prescrita al volumen blanco de planificación (PTV, Planning Target Volume) y, por otro, evitar que la dosis recibida por determinados porcentajes del volumen de los órganos de riesgo involucrados supere los límites de tolerancia establecidos; es en estos casos cuando se recurre a la técnica IMRT (Radioterapia de Intensidad Modulada). Su implementación conlleva establecer un conjunto de objetivos dosimétricos de diversa índole que pueden interpretarse y visualizarse gráficamente en el Histograma Dosis-Volumen (HDV). El algoritmo de optimización del planificador parte de este conjunto de objetivos para tratar de llegar a una solución óptima, dentro de un margen de tolerancia establecido para comparar lo calculado con lo exigido. Dichos objetivos pueden ser introducidos en el planificador de diversas formas: simultáneamente, siguiendo una secuencia en uno u otro orden, etc. La finalidad de este trabajo es analizar en qué medida pudiere influir el orden en el que se introducen dichos objetivos sobre el algoritmo de cálculo del planificador. Para ello, se evalúan las consecuencias -tanto de cálculo como dosimétricas- derivadas de la implementación de 3 métodos de optimización IMRT, que exclusivamente difieren entre sí en lo que respecta al orden de introducción de un conjunto fijo de objetivos.

### Material y métodos

Se han escogido 8 pacientes reales diagnosticados con cáncer de próstata. Las planificaciones con IMRT se han realizado sobre la 1ª fase del tratamiento, en la que se pretenden administrar 56 Gy al PTV formado por (próstata+vesículas seminales+margen) en 28 fracciones de 2 Gy cada una. Los órganos de riesgo considerados son el recto y la vejiga. Los objetivos fijados, así como sus respectivos pesos, son los siguientes:

Obj	Type	Condition	Target obj	% Volume	% Violation	Weight
PTV 3D conformada	Uniform Dose	>=	56.00			10
RECTO	Max Dose	<=	57.50	75		2
VEJIGA	Max Dose	<=	44.00	40		4
RECTO	Max Dose	<=	72.00	50		2
VEJIGA	Max Dose	<=	57.50	75		1
RECTO	Max Dose	<=	44.00	40		1
VEJIGA	Max Dose	<=	72.00	50		1



Estos objetivos y pesos son los mismos para todas las optimizaciones realizadas y para todos los pacientes a estudio.

Se han diseñado 3 métodos para implementar el tratamiento IMRT, que se describen a continuación:

- **Método A (3 pasos):** Primero se añade el objetivo referente al PTV, y se procede con la optimización. Cuando el software alcanza una solución, se añaden los 3 objetivos referentes a recto, se optimiza y se espera una nueva solución. Tras ello, se añaden los 3 objetivos referentes a vejiga y se vuelve a optimizar, dándose por terminado el proceso cuando el sistema alcanza una solución, que se toma ya como definitiva a efectos de posteriores análisis.
- **Método B (3 pasos):** Método análogo al anterior, salvo que en este caso se añaden en el 2º paso los objetivos de vejiga y en el 3º los de recto.
- **Método C (1 único paso):** Se introducen los 7 objetivos simultáneamente y se lanza la optimización. En definitiva, se trata de llegar de 3 modos distintos a la misma situación final, partiendo de la misma situación inicial.

El sistema de planificación para los tratamientos de IMRT en la modalidad de “step & shoot” con 7 haces de 6 MV y ángulos de gantry 30°, 80°, 130°, 180°, 230°, 280° y 330° ha sido Pinnacle versión 8.0m, de Philips Medical Systems.

Los parámetros IMRT, que condicionan los procesos tanto de optimización como de conversión, se han escogido inicialmente y mantenido fijos para cada una de las planificaciones. Tras la implementación de cada uno de los métodos para los 8 pacientes, se evalúa el comportamiento del algoritmo de cálculo del planificador. En dicha evaluación se analizan

2 tipos de variables: las numéricas (relacionadas con el algoritmo de optimización) y las dosimétricas (relacionadas con el cubrimiento del PTV y la dosis recibida por los órganos de riesgo). Las primeras las proporciona directamente el planificador, mientras que las segundas se obtienen a partir de la tabulación del HDV correspondiente. Y todo ello para el histograma obtenido tanto a partir de los mapas de fluencia generados tras la optimización como para el obtenido tras haberse efectuado la conversión de éstos a segmentos.

### Resultados y discusión

En el 100% de los casos, la aplicación del método C ha arrojado un valor del Composite objective value más bajo, lo que implica un mayor grado de consecución global del conjunto de objetivos. Sin embargo, en 5 de los 8 pacientes (62,5%) la diferencia obtenida es más bien inapreciable (Figura 1). En 7 de los 8 pacientes (87,5%), el método C ha sido el que menor cantidad de Unidades Monitor (U.M.) ha requerido para administrar el tratamiento (Figura 2). Respecto al número de segmentos generados por cada planificación y método, los resultados obtenidos no reproducen tendencia alguna. Finalmente, de la tabulación de los HDV en cada caso, se infiere que tanto la homogeneidad en el cubrimiento del PTV como la dosis que reciben recto y vejiga son muy similares si se evalúan paciente a paciente, independientemente del método implementado para optimizar.

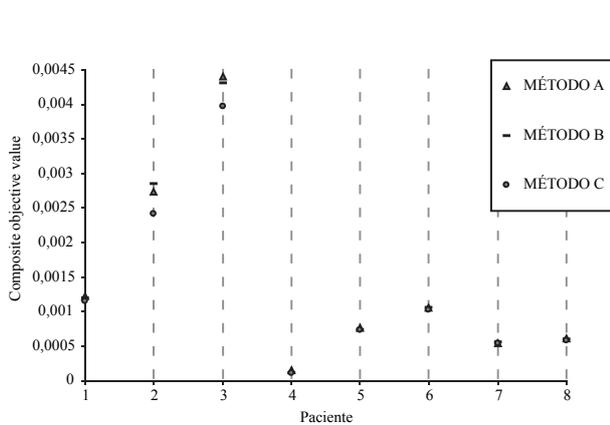


Figura 1

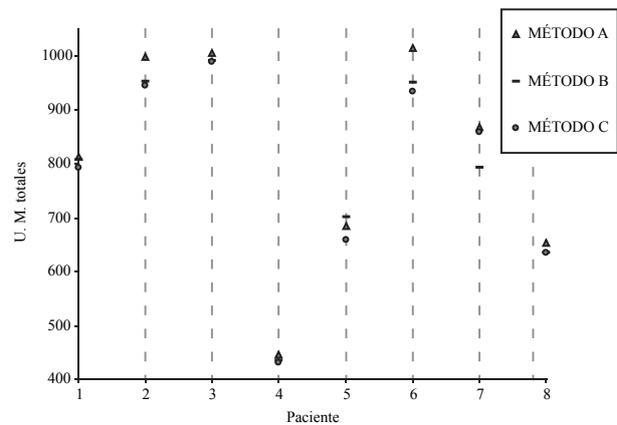


Figura 2

### Conclusiones

Las diferencias dosimétricas obtenidas tras aplicar los 3 métodos son prácticamente irrelevantes. No obstante, en el 87,5% de los casos estudiados, la implementación del método C ha requerido un menor número de U. M. para administrar la dosis prescrita al PTV. Por tanto, puede sugerirse aplicarlo en este tipo de técnica de optimización con el propósito de reducir el tiempo de tratamiento con IMRT.

## Planificación de pelvis usando el algoritmo DMPO de Pinnacle<sup>3</sup>

DORADO RODRÍGUEZ, M.P.\* , ESPOSITO, R.D., PLANES MESEGUER, D.

ERESA – Hospital General Universitario de Elche. Servicio de Radioterapia.

\* Correspondencia – C-e: pdorado@eres.com

**Palabras clave:** DMPO, planificación, pelvis, Pinnacle<sup>3</sup>, IMRT.

### Introducción

Tradicionalmente, la planificación de tratamientos en la zona pélvica (cérvix, endometrio, recto con afectación ganglionar...) se lleva a cabo con configuraciones sencillas de campos conformados, como la técnica en *box*. Con dosis de prescripción del orden de 50Gy, los órganos de riesgo implicados (recto, vejiga, intestino, cabezas femorales...) suelen quedar por debajo de sus tolerancias, de manera que no parece necesario el empleo de técnicas de planificación más complejas como la IMRT, que aumentan el tiempo de planificación y la demanda de recursos (tiempo de irradiación, verificación dosimétrica 2D).

En este trabajo se presenta un protocolo de planificación para patologías en la zona pélvica utilizando el algoritmo *Direct Machine Parameter Optimization* (DMPO) de Pinnacle<sup>3</sup> de Philips, que mejora el índice de conformidad (*Conformation Number de van't Riet et al.*) de los PTVs y reduce notablemente la dosis en los órganos de riesgo, sin que conlleve un gran aumento del tiempo de planificación ni de irradiación, y en el que es posible la verificación habitual de las unidades monitor.

### Material y métodos

Las planificaciones se han realizado utilizando el algoritmo DMPO de Pinnacle<sup>3</sup>, para tratamientos en modalidad *Step and Shoot*. Se ha limitado el número de segmentos (*control points*) a 25-30, repartidos en 7 incidencias, exigiendo un área mínima de irradiación de 7 cm<sup>2</sup> por segmento y una dosis no inferior 3 unidades monitor.

Igualmente, se han desarrollado *scripts* que realizan de forma automática etapas del proceso (construcción de contornos virtuales, asignación de *constraints*...).

Los tratamientos se han administrado con un acelerador Varian Clinac 2100CD y a través de la red ARIA 8.0

### Resultados y discusión

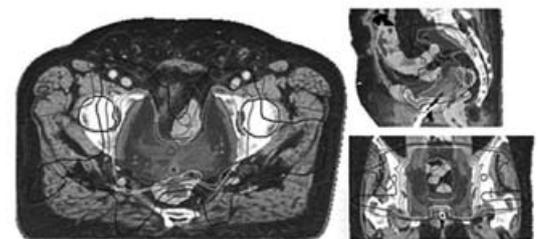
Con la experiencia adquirida en el uso del algoritmo DMPO para localizaciones/patologías clásicas de IMRT (próstata, cabeza y cuello) se ha desarrollado un protocolo de planificación para patologías en la zona pélvica, el cual mejora el valor de los índices de conformidad de los PTVs y reduce las dosis a los órganos de riesgo, principalmente recto y vejiga, si bien aumenta la dosis máxima en el PTV y el número total de unidades monitor. La planificación resultante, aunque presenta un grado de complejidad superior a la conformada clásica, resulta lo suficientemente sencilla para que la relación coste (tiempo de planificación, tiempo de irradiación...) – beneficio (mejora del cubrimiento del *target*, reducción de dosis en órganos de riesgo...) sea positiva.

Así mismo, las limitaciones impuestas respecto al área mínima de los segmentos y la posibilidad de corrección post-optimización de los mismos, permite trabajar con campos suficientemente grandes y regulares, al contrario que en otros tratamientos de IMRT. En este sentido, se realizaron las correspondientes verificaciones a los 7 primeros casos, utilizando dosimetría de película. En todos ellos se obtuvieron valores de gamma superiores al 98% para tolerancias de 3 mm y 3% de dosis. Esto, unido al hecho de trabajar con dosis prescritas de 45-50Gy, y los pertinentes controles de calidad de la unidad de tratamiento, hace pensar que no sea necesaria la verificación dosimétrica 2D y sea suficiente la verificación habitual de las unidades monitor administradas mediante un algoritmo de cálculo diferente.

### Conclusiones

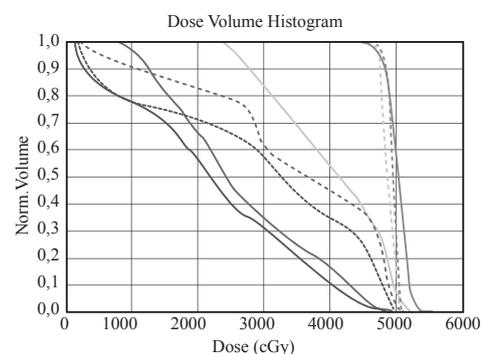
Se ha desarrollado un protocolo de planificación para patologías en el área pélvica utilizando el algoritmo DMPO de Pinnacle<sup>3</sup> para planificación inversa. Mediante la utilización de *scripts* se ha conseguido reducir el tiempo de planificación. A través de una librería de protocolos de optimización inicial obtenida por nuestra experiencia, se han conseguido campos de tratamiento suficientemente grandes y regulares, y con reducido número de *control points*. Todas las verificaciones dosimétricas con película han dado resultados satisfactorios.

Todo lo anterior nos ha permitido implantar un nuevo protocolo para pelvis que mejora en un 20% los índices de conformidad, y reduce en hasta más de un 20% las dosis medias en los órganos de riesgo, sin necesidad de ampliar en exceso el tiempo de planificación ni de irradiación.



— 105 %Dp PTV  
 — 95 %Dp recto  
 — 90 %Dp vejiga  
 — 70 %Dp intest  
 — 50 %Dp  
 — 40 %Dp

Técnica	Box	DMPO
Haces	6 (4 inc)	7
Segmentos (CP)	9	25
UM	368	695
Conf Index	0.57	0.71
Ind Cub	0.97	0.96



## Simulación de la reducción de mortalidad por cáncer de mama en programas de cribado mamográfico

ZAMORA, L.I.<sup>1</sup>, FORASTERO, C.<sup>2,\*</sup>, GUIRADO, D.<sup>3</sup>, LALLENA, A.M.<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Hospital Universitario Reina Sofía de Córdoba.

<sup>2</sup> Instituto Oncológico Cartuja de Sevilla.

<sup>3</sup> Hospital Universitario san Cecilio de Granada.

<sup>4</sup> Dpto. de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Universidad de Granada.

\* Correspondencia – C-e: cforastero@grupoimo.com

**Palabras clave:** cribado mamográfico, mortalidad, cáncer de mama, simulación Monte Carlo.

### Introducción

Los programas de cribado mamográfico son una herramienta fundamental en la lucha contra el cáncer de mama. Actualmente, muchas cuestiones referentes a la configuración de estos programas permanecen abiertas, a saber: intervalo de edades de las mujeres que se someten al mismo, frecuencia de la mamografía,... La eficacia de un programa debe evaluarse en términos de la reducción de mortalidad que supone su implantación sistemática en la población. En este sentido, hemos realizado simulaciones Monte Carlo que permiten evaluar estas reducciones de mortalidad para las diferentes configuraciones de interés.

### Material y métodos

Se han utilizados simulaciones de 50 millones de mujeres candidatas al cribado. Para estas mujeres se sortea la probabilidad de desarrollar cáncer de mama en algún momento de su vida, de acuerdo con un valor de prevalencia del 12%. Se utiliza la curva de incidencia de cáncer de mama para conocer el momento en que se origina el tumor y un modelo de crecimiento tumoral que permite conocer el tamaño del tumor en el momento de la detección. Utilizamos, además, la distribución de adelanto en los tiempos de detección que supone el cribado respecto a la detección clínica así como un valor de sensibilidad de detección, ambos obtenidos de nuestro trabajo previo [1].

Con estos ingredientes se ha evaluado la mortalidad anual por cáncer de mama sin cribado (mortalidad de referencia de 21 muertes por 100 000 mujeres y año) y con las diferentes configuraciones de los programas de cribado usuales. De esta forma se puede estimar la reducción de mortalidad por cáncer de mama que supone la implantación del cribado.

### Resultados y discusión

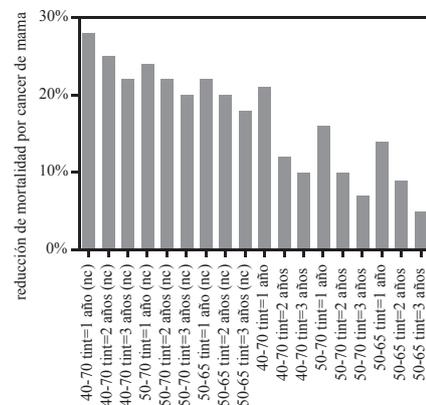
Los resultados de nuestras simulaciones arrojan un valor máximo de reducción de mortalidad de hasta el 37%. Este valor se obtiene para un programa que incluye mujeres entre 40 y 70 años y tiempo de intervalo entre mamografías de 1 año (considerando la mortalidad por tumores in situ en torno al 2%).

La inclusión de mujeres de entre 40 y 49 años en los programas de cribado supone una reducción adicional de mortalidad de entre el 1% y el 3%. El retraso de la edad de finalización del cribado desde los 65 hasta los 70 años podría alcanzar una reducción de mortalidad del 3%. La introducción de la mortalidad debida a los cánceres in situ detectados se traduce en un aumento de la mortalidad del 2% aproximadamente. Finalmente, no se encuentran diferencias significativas debidas a la frecuencia de la mamografía. Así, para programas que incluyan mujeres entre 50 y 70 años, las reducciones de mortalidad para tiempos de intervalo de 1, 2 y 3 años son respectivamente del 28% (IC 99%: 23%-33%), 25% (IC 99%: 20%-30%) y 23% (IC 99%: 18%-28%), suponiendo una tasa de participación del 100%.

### Conclusiones

Si bien la mayor reducción de mortalidad se produce para programas que incluyen mujeres entre 40 y 70 años, el retraso hasta los 50 años de la edad de comienzo no es significativamente peor. De la misma manera, aunque obviamente, tiempos de intervalo de 1 año implican valores centrales de reducción de mortalidad mayores, no son significativamente diferentes de los obtenidos para 2 y 3 años (los intervalos de confianza se solapan). Un criterio conservador aconseja tomar un tiempo de intervalo de 2 años. A la vista de estos resultados, el programa más adecuado parece ser aquel que incluye mujeres entre 50 y 70 años y un tiempo de intervalo 2 años.

[1] Forastero, C., Zamora, L.I., Guirado, D., Lallena, A.M. (2010). "A Monte Carlo tool to simulate breast cancer screening programmes". *Phys Med Biol*, 55:5213-29.



**Figura 1.** Histograma que resume la reducción de mortalidad por cáncer de mama (sin corrección de mortalidad por cánceres in situ) para todas las configuraciones analizadas. Los resultados se corresponden con una tasa de participación en el cribado del 70% (tasa aproximada de participación de los programas reales).

## Aplicación para la verificación de unidades monitor del sistema de planificación de tratamientos

SUERO RODRIGO, M.A.\* , MARQUÉS FRAGUELA, E.

Hospital Virgen del Puerto, Plasencia.

\* Correspondencia – C-e: miguelangel.suero@ses.juntaextremadura.net

**Palabras clave:** factor de salida, unidades monitor, Primus, colimador multiláminas.

### Introducción

Basándose en los datos clínicos de dosis-repuesta, ICRU estableció que los sistemas dosimétricos deben ser capaces de impartir dosis con una exactitud del 5% para poder conseguir el éxito terapéutico. Muchos factores contribuyen a desviaciones tanto sistemáticas como aleatorias, incluyendo el posicionamiento del paciente, delineación de volúmenes y cálculo de dosis. Los algoritmos de cálculos actuales consiguen grados de exactitud aceptables. Sin embargo, operan sobre la base de modelos poco intuitivos. Por ello, es necesario verificar el cálculo de unidades monitor del sistema de planificación de tratamientos (STP) con las obtenidas mediante otros formalismos independientes. Con este objetivo, se ha desarrollado una aplicación basada en un formalismo de factorización de dosis que automatiza el cálculo.

### Material y métodos

Los métodos basados en factorización de dosis determinan la dosis absorbida por unidad monitor usando el producto de razones de tasas de dosis que unen la geometría de tratamiento con la geometría de referencia. La fortaleza de este tipo de formalismos reside en la simplicidad de sus cálculos y están basados en datos medidos. Obviamente, se intenta usar factores tan generales como sea posible, donde algunos de ellos puedan ser modelados. El cálculo implementado en la aplicación usa la factorización según los conceptos usados en el documento publicado por el grupo de trabajo 74 de la American Association of Physical Medicine (AAPM), In air output ratio,  $S_c$ , for megavoltage photon beams. La ecuación básica para el cálculo de dosis por unidad monitor en el eje central a una distancia arbitraria  $z$  puede ser derivada usando la ecuación

$$D(c,s;z;d)/UM = D_{ref}/UM * TPR(s;d)*S_p(s)*S_c(c)*DIST(c;z) \text{ (ecuación 1)}$$

donde  $D_{ref}/UM$  es la dosis por unidad monitor en condiciones de referencia (colimador 10x10 cm<sup>2</sup>, distancia fuente-detector 100 cm, profundidad 10 cm),  $TPR(s;d)$  es la razón tejido maniquí para el tamaño de campo  $s$  y profundidad  $d$ ,  $S_p(s)$  es el factor de dispersión del maniquí para el tamaño de campo  $s$ ,  $S_c(c)$  es factor de salida en aire par el tamaño de campo  $c$  del colimador y  $DIST(c;z)$  viene dado por  $(z_{ref}/z_{eff})^2$ , donde  $z_{ref}$  indica la distancia fuente-detector y  $z_{eff}$  se refiere a la distancia fuente-punto de cálculo. El cálculo se hace para puntos fuera de eje, realizando las modificaciones oportunas a la ecuación 1.

Los factores de salida en aire,  $S_c$ , de campos cuadrados son medidos en minimaniquí. Los factores de dispersión de maniquí,  $S_p$ , para campos cuadrados se obtienen a partir de los factores de salida en agua,  $S_{cp}$ , y  $S_c$ , mediante  $S_p = S_{cp}/S_c$ . Los  $TPR$  de campos cuadrados se obtienen a partir de los porcentajes de dosis en profundidad medidos en agua.

Los factores de salida  $S_c$  para los campos conformados por el MLC se calculan en base a un modelo empírico propuesto por Zhu et al (2004) que proyecta cada posición de la lámina al plano del isocentro. El campo cuadrado equivalente de dispersión se obtiene siguiendo la técnica propuesta por Siddon et al (1985) mediante la integración de triángulos. Cuando el punto está fuera del eje, se realizan las oportunas operaciones geométricas para posicionarlo correctamente en el sistema de referencia del haz.

### Resultados y discusión

Para la comprobación de la correcta implementación del formalismo se han comparado algunos de los factores para campos irregulares calculados por la aplicación con los medidos en el acelerador lineal, obteniéndose diferencias menores del 2%. Se han comparado los cálculos en varios tipos de tratamiento. La dosis obtenidas coinciden en un 2%, salvo en las condiciones en las que las heterogeneidades o la falta de tejido es muy acusada, afectando las condiciones de dispersión.

### Conclusiones

Se ha implementado una herramienta que permite automatizar el cálculo de UM para los tratamientos de radioterapia externa. Las comprobaciones iniciales indican un cálculo correcto en condiciones de dispersión completa. Actualmente se está trabajando para determinar con rigor cuales serán las tolerancias y niveles de acción a establecer para este cálculo en los diferentes tipos de tratamiento.

## Modelado de haces en un sistema de planificación de tratamientos de radioterapia externa con la ayuda de herramientas externas

SUERO RODRIGO, M.A.\* , MARQUÉS FRAGUELA, E.

Hospital Virgen del Puerto, Plasencia.

\* Correspondencia – C-e: miguelangel.suero@ses.juntaextremadura.net

**Palabras clave:** radioterapia externa, modelado de haces, XiO.

### Introducción

En el proceso de modelado de un sistema de planificación de tratamientos se deben ajustar numerosos parámetros hasta conseguir un acuerdo entre la distribución de dosis calculada y la impartida por el acelerador lineal en diferentes configuraciones. Los propios sistemas de planificación incluyen herramientas en los módulos de modelado que son suficientes para un ajuste inicial basándose en unas pocas medidas iniciales. Sin embargo, puede ser necesario llegar a compromisos entre las diferentes configuraciones debido a limitaciones de los algoritmos implementados. Esto hace necesario hacer comprobaciones con herramientas externas al propio sistema de cálculo. En nuestro caso, se han implementado subrutinas en VBA sobre Microsoft Excel para la importación automática de distribuciones de dosis unidimensionales exportadas desde el planificador y su comparación con las distribuciones de dosis medidas. Realizamos un análisis estadístico según las indicaciones del protocolo de Control de Calidad de Sistemas de Planificación de Terapia con Radiaciones Ionizantes publicado por la Sociedad Española de Física Médica. También se realiza un análisis con el parámetro gamma (Low et al.), que se representa sobre el gráfico, lo cual permite una visión global de la bondad del ajuste de manera intuitiva.

### Material y métodos

El planificador puesto en marcha en la instalación es un planificador XiO (Elekta CMS) con los algoritmos de Clarkson, Convolución y Superposición implementados en el mismo.

Las medidas se realizan sobre un acelerador lineal de electrones Siemens Primus. Éstas incluyen pruebas pertenecientes al proceso de determinación del estado de referencia inicial del acelerador lineal y pruebas incluidas en el Protocolo de Control de Calidad en Sistemas de Planificación de Terapia con Radiaciones Ionizantes publicado por la Sociedad Española de Física Médica. Entre las mismas se encuentran porcentajes de dosis en profundidad a diferentes distancias fuente-superficie y perfiles de dosis de campos rectangulares y de campos con cuñas virtuales a varias profundidades. Las medidas son copiadas en hojas de cálculo de forma individual desde el software de medida Mephysto 1.8 (PTW Freiburg). Otro archivo contiene el nombre de todas estas hojas. Del planificador se exportan todos los perfiles de dosis que se corresponden con las configuraciones de medida. Las macros programadas asocian los archivos importados a cada medida automáticamente. En cada una de estas páginas se pueden modificar determinados parámetros, como el punto de normalización o las tolerancias, para tener una mejor comprensión de la comparación. Posteriormente, una macro agrupa todos los gráficos en un solo archivo para facilitar su impresión.

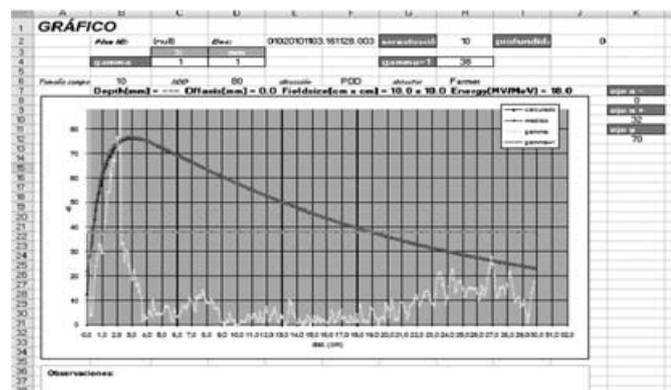
### Resultados y discusión

La comparación de porcentajes de dosis en profundidad nos permite determinar la bondad del espectro introducido para el cálculo. En la zona de acumulación el cálculo empeora con la variación de la distancia fuente-superficie, debido a la limitación del algoritmo en el cálculo de la contaminación electrónica.

La comparación con los perfiles de dosis de campos cuadrados nos permiten una optimización del ajuste de los parámetros relacionados con la penumbra a diferentes distancias fuentes-superficie. También nos da una idea de la bondad de la diagonal elegida para considerar la fluencia lateral y del espectro fuera de eje introducido. Todos los puntos están en acuerdo con las medidas en un 2% en las zonas de comparación de dosis punto a punto y de 2 mm en las zonas de penumbra. El ángulo de cuña se consigue variando el parámetro c en el modelado, cuyo significado tiene el mismo que el formalismo de Virtual Wedge® de Siemens. Se optimiza variando en torno a los valores por defecto y determinando el mejor valor a partir de la comparación.

### Conclusiones

Se ha realizado el modelado y puesta en marcha del planificador comparando medidas de distribuciones de dosis de una manera automática, obteniendo resultados una visión global de la bondad del modelado de manera cuantitativa.



**Figura 1.** Ejemplo de estructura visual de la comparación. Se muestra porcentajes de dosis en profundidad medidos y calculados. La línea verde horizontal determina el valor de tolerancia del parámetro gamma. Los puntos cuyos valor de la línea amarilla están por encima de la línea verde horizontal están fuera de la tolerancia establecida en las casillas correspondientes. La gráfica va asociada a una tabla con una estadística detallada de la comparación.

## Simulación Monte Carlo de los aplicadores CCX y CXS para braquiterapia oftálmica de retinoblastoma

HERMIDA LÓPEZ, M.\*, SEOANE RAMALLO, A., FA ASENSIO, X., SÁEZ BELTRÁN, J., SÁNCHEZ, N., TORIBIO, I., BELTRAN VILAGRASA, M.  
 Servicio de Física. Hospital Vall d'Hebrón. Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: mhermida@vhebron.net

**Palabras clave:** Monte Carlo, PENELOPE, rutenio, braquiterapia, retinoblastoma.

### Introducción

El tratamiento del retinoblastoma con aplicadores de Ru<sup>106</sup>-Rh<sup>106</sup> ofrece buenos resultados clínicos. El diámetro de un retinoblastoma suele estar entre 1 y 15 mm y la altura entre 0.5 y 8 mm. Los aplicadores CCX y CXS (IBt Bebig, Berlín, Alemania) están diseñados para el tratamiento de retinoblastomas de pequeño diámetro y altura. La determinación experimental de la dosis producida por estos aplicadores es complicada, por el corto alcance de las partículas β emitidas y por la forma esférica de los aplicadores. Además, generalmente el usuario no dispone de instrumentación de medida adecuada. La simulación Monte Carlo (MC) es el método de cálculo de referencia (“gold standard”) en estos casos. Hemos calculado las distribuciones de dosis en agua para los aplicadores CCX y CXS mediante el código Monte Carlo PENELOPE 2008.1.

### Material y métodos

Los aplicadores CCX y CXS tienen la forma de un casquete esférico de plata de 12 mm de radio y 2.3 mm de altura. El radioisótopo ( $E_{\text{máx}}=3.54$  MeV) está distribuido uniformemente por la parte cóncava y está recubierto de una capa de plata de 0.1 mm de espesor, con un espesor total del aplicador de 1 mm. El diámetro activo es de 9.5 mm para el modelo CCX y de 7.7 mm para el modelo CXS. El diámetro total para ambos aplicadores es de 11.6 mm.

Creamos un modelo de los aplicadores, basado en datos obtenidos del ICRU Report 72 y del fabricante. Los parámetros de simulación elegidos son un compromiso entre exactitud y velocidad de cálculo:  $E_{\text{ABS}}(e^-) = E_{\text{ABS}}(e^+) = 70$  keV,  $E_{\text{ABS}}(\gamma) = 10$  keV,  $C1 = C2 = 0.1$ ,  $WCC = 30$  keV y  $WCR = 4$  keV. No utilizamos técnicas de reducción de varianza. Las distribuciones de dosis se calcularon cada 0.5 mm y se simularon  $7 \cdot 10^7$  partículas iniciales. Calculamos la curva de dosis en profundidad (PDD) según el eje central de los aplicadores y perfiles laterales a profundidades de interés clínico. Para el modelo CCX, el PDD calculado se comparó con PDDs experimentales obtenidos de los certificados de calibración (trazable al NIST) de dos aplicadores CCX.

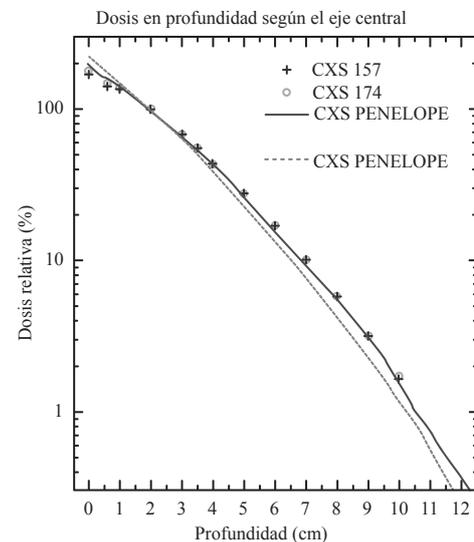
### Resultados y discusión

La máxima diferencia entre el PDD calculado para el aplicador CCX y las medidas experimentales es del 1.5%, excepto en la superficie, donde es del 15%. La diferencia en los PDDs calculados entre los aplicadores es < 5% a partir de 1.5 mm de profundidad, pero es del 25% en la superficie. Debido al mayor diámetro activo del modelo CCX, las partículas β emitidas desde los extremos del aplicador contribuyen a que haya más dosis en profundidad respecto al modelo CXS. La anchura de los perfiles laterales (al nivel de dosis del 90%) calculados a 2 mm de profundidad es de 7.2 mm para el modelo CCX y de 4.5 mm para el modelo CXS. Este valor nos da una indicación del diámetro máximo de los tumores que se pueden tratar con cada aplicador.

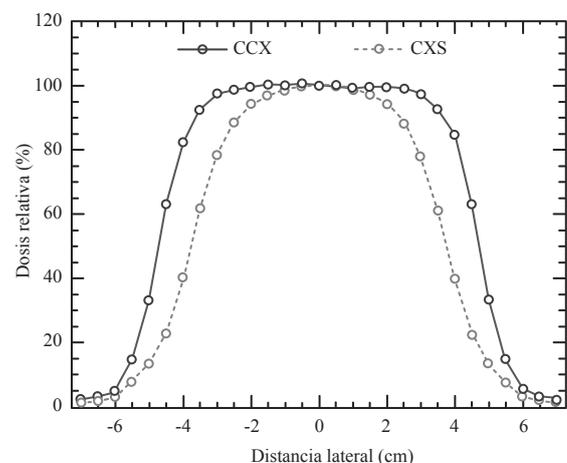
La incertidumbre estadística máxima obtenida para PDDs y perfiles fue del 1.6% ( $k=3$ ). No se muestran barras de error en las gráficas ya que serían más pequeñas que el tamaño de los puntos de datos.

### Conclusiones

Hemos calculado las distribuciones de dosis de los aplicadores oftálmicos CCX y CXS mediante una simulación Monte Carlo con el código PENELOPE 2008.1. El PDD calculado para el modelo CCX muestra un buen acuerdo con medidas experimentales de dos aplicadores. La anchura de los perfiles (7.2 mm para CCX y 4.5 mm para CXS) es una indicación del diámetro máximo de los tumores que se pueden tratar con cada aplicador.



Perfiles de dosis laterales a 2mm de profundidad calculados con PENELOPE



## Un método sencillo para estimar la influencia de los elementos externos al paciente en la distribución de dosis absorbida en pacientes de radioterapia

JIMÉNEZ ALBERICIO, J.<sup>1</sup>, CORTÉS RODICIO, J.<sup>1</sup>, LALIENA BIELSA, V.<sup>1</sup>, GARCÍA ROMERO, A.<sup>1\*</sup>, MILLÁN CEBRIÁN, E.<sup>1</sup>, HERNÁNDEZ VITORIA, A.<sup>1</sup>, ORTEGA PARDINA, P.<sup>1</sup>, LARDIES FLETA, D.<sup>2</sup>, CANELLAS ANOZ, M.<sup>1</sup>,

<sup>1</sup> Hospital Clínico Universitario de Zaragoza. Servicio de Física y PR.

<sup>2</sup> Técnicas Radiofísicas SL.

\* Correspondencia – C-e: agarciar@salud.aragon.es

**Palabras clave:** inmovilizadores, mesa de tratamiento, corrección, atenuación, fotones.

### Introducción

En el planificador de tratamientos de radioterapia utilizado en nuestro servicio se ha introducido herramienta que, utilizando una atenuación exponencial, permite calcular teniendo en cuenta todos aquellos elementos presentes en la imagen TC (apoyos, inmovilizadores) o añadidos expresamente (mesa de tratamiento), y que se encuentran fuera del contorno externo del paciente. El objeto es, por un lado evaluar la posible influencia clínica de dichos elementos en el tratamiento planificado, y por otro corregir las UM si fuera necesario.

### Material y métodos

En el planificador PCRT3D v6 (Técnicas Radiofísicas) se ha añadido una corrección que identifica los vóxeles situados fuera del contorno externo, les adjudica un coeficiente de atenuación a partir de la densidad electrónica evaluada y construye la atenuación exponencial correspondiente, multiplicándose el efecto a lo largo de cada rayo de cálculo hasta la entrada en el paciente. Además, se ha añadido una aplicación para sustituir la mesa de la TC por la mesa de tratamiento. La exactitud de la corrección se ha evaluado en un acelerador ONCOR (SIEMENS), para dos de los algoritmos disponibles (preciso y superposición), a partir de medidas con cámara cilíndrica sobre un maniquí de verificación de tratamientos de IMRT, por medio de haces de fotones opuestos de 6 y 15 MV con tamaño 10 cm x 10 cm en diferentes ángulos de brazo. Para cada pareja uno de los haces atraviesa la mesa y elementos inmovilizadores y el opuesto idéntico incide únicamente sobre el maniquí. Las medidas se han realizado para la mesa y para la mesa con un inmovilizador de cabeza y cuello añadido. Del mismo modo, por medio de una placa gafcrómica EBT2, insertada en el mismo maniquí, se ha estimado la perturbación que produce un inmovilizador de cabeza y cuello sobre la distribución de dosis absorbida producida por dos campos laterales en un tratamiento típico de dicha localización en el plano sagital, y se ha comparado con lo calculado por el planificador con y sin corrección. La evaluación de las diferencias obtenidas en este caso se ha realizado por medio del test gamma (3% / 3 mm) habitual en IMRT.

### Resultados y discusión

Con respecto a las medidas con cámara de ionización, se ha evaluado la diferencia en porcentaje de lecturas del haz que es atenuado por elementos externos con su opuesto que sólo interacciona con el maniquí. Dicho porcentaje se ha expresado como atenuación para cada orientación seleccionada, y se ha comparado con la atenuación calculada por el planificador. El resultado para 6MV se aprecia en la Tabla 1.

En cuanto a la placa, ésta muestra un buen acuerdo con el plano de dosis calculado con superposición. Hemos obtenido un valor del índice gamma de **6,9** (% de puntos fuera de tolerancia en la comparación placa-cálculo).

Para los casos considerados, el error que se comete usando esta corrección es asumible y mejora la corrección manual que se venía realizando hasta ahora,

además de incluir elementos cuya influencia era en el pasado imposible de evaluar. Por tanto resulta recomendable emplear esta nueva herramienta. Como limitación mencionar que en caso de existir grandes volúmenes externos al paciente con densidad equivalente a agua o superior, deben ser incluidos en el contorno externo para que se realice un cálculo más exacto.

### Conclusiones

Se ha comprobado que la atenuación que producen los elementos estudiados es importante, llegando a ser del orden del 10% en determinados haces, y por tanto ha de tenerse en cuenta. Se ha desarrollado en nuestro planificador un algoritmo sencillo, independiente de los de cálculos en paciente, que corrige el cálculo de dosis absorbida en haces de fotones por aquellos elementos externos al paciente, como son los apoyos, la mesa y los inmovilizadores.

Esta corrección se ha mostrado útil para el tipo de elementos externos utilizados habitualmente en la práctica clínica, permitiendo una mejor evaluación de las distribuciones de dosis absorbida y una corrección inherente al cálculo de las unidades de monitor, que hasta ahora se venía realizando de manera separada.

**Tabla 1.** Atenuación en % respecto al haz opuesto que no interacciona con elementos externos al maniquí. 6 MV. Campo 10 cm x 10 cm. Diferentes ángulos de brazo

Ángulo	Atenuación experimental		Atenuación PCRT3D PRECISO		Atenuación PCRT3D SUPERPOSICION	
	Mesa sola	Mesa + acc. cab. cuello	Mesa sola	Mesa + acc. cab. y cuello	Mesa sola	Mesa + acc. cab. y cuello
180/0	1.3	4.8	2.3	4.8	2	5
195/15	1.6	4.9	2.5	5.5	2.6	5.4
210/30	2.1	5.3	3	6.9	3	6.4
240/60	4.8	10.8	7	12.5	7.1	10.8
Diferencias % atenuación calculada-atenuación experimental			1	0	0.7	0.2
			1	0.5		
			0.9	1.1		
			2.3	0		

## Calibración de un EPID para la realización de dosimetría portal pretratamiento de no transmisión en IMRT: el algoritmo iGRiMLO

GONZÁLEZ, V.\*, DE LOS DOLORES, V., MARTÍNEZ, J., PASTOR, V., GIMENO, J., GUARDINO, C., CRISPÍN, V.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Fundación Instituto Valenciano de Oncología. 46009. València.

\* Correspondencia – C-e: fisica@fivo.org

**Palabras clave:** dosimetría portal, EPID, IMRT.

### Introducción y objetivos

En este trabajo se explica el proceso de calibrado de un dispositivo de imagen portal (EPID) de un panel plano de silicio amorfo. Para ello se programó el algoritmo iGRiMLO basado en un método experimental, en donde no son necesarias operaciones de convolución. En dicho algoritmo se ha realizado una calibración lineal del nivel de gris de cada píxel con la dosis que se absorbería en agua a 5 cm de profundidad; y se ha corregido una serie de efectos: el efecto de ghosting debido al retraso en la lectura de la señal; la diferente respuesta que presenta el EPID en función del tamaño de campo; y el aplanamiento de los perfiles debido a los filtros de imagen inherentes al sistema.

El algoritmo iGRiMLO se verificó con la conversión a dosis y análisis gamma de las imágenes portales de los campos de tratamiento de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) tipo *step and shoot*.

### Material y métodos

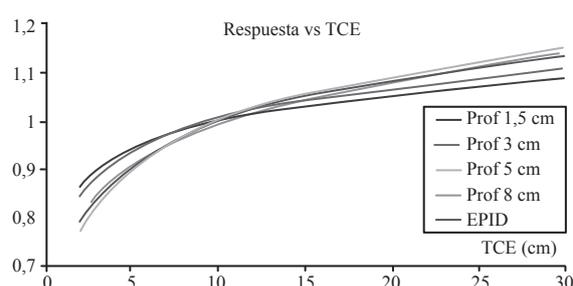
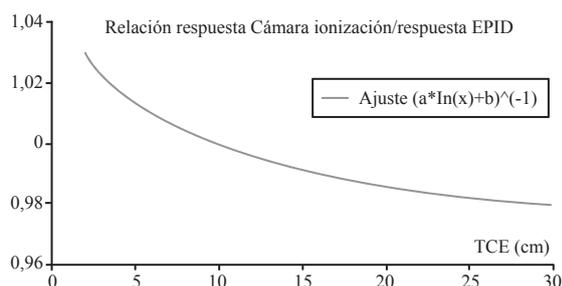
Las medidas se realizaron con un acelerador ONCOR Expresión (Siemens) con un colimador multiláminas (MLC) de 82 láminas. El EPID utilizado es un OptiVue AG9 de 40.4 cm x 40.4 cm, con una resolución de 1024 x 1024 píxeles. Éste se posicionó con los detectores a 140 cm de la fuente.

El algoritmo iGRiMLO se programó con el software MATLAB 7.1.

### Resultados y discusión

En primer lugar corregimos el efecto de *ghosting* (retraso en la lectura de la señal y cambios en la ganancia del panel), producido por las trampas atrapadas en estados metaestables, que depende del tiempo de exposición. Para ello se dispara sobre el panel una serie de campos de 10 cm x 10 cm con un rango entre 1-500 unidades monitor (UM); y se ajustó a una función  $G(t) = A_0 - A_1 \exp(-r_1 t) - A_2 \exp(-r_2 t) - A_3 \exp(-r_3 t)$ .

Una vez corregido este efecto, se evaluó el valor de píxel del EPID en función del tamaño de campo equivalente (TCE) para una serie de 31 campos cuadrados y rectangulares. También se tomó medidas con una cámara de ionización a diferentes profundidades (1.5 cm, 3 cm, 5 cm y 8 cm); manteniendo la distancia del detector a 140 cm en una cuba de agua. Se ajustó la respuesta de cada configuración a una función del tipo  $OF(TCE) = a \ln(TCE) + b$  (ver figura, izquierda). Se observó que a la profundidad de 5 cm la respuesta de la cámara se asemejaba más a la del EPID; por lo se tomó como profundidad de referencia y se corrigió la lectura del panel con una función  $OF(EPID) / OF(cámara) = [a \ln(TCE) + b]^{-1}$ ; con  $a = 0.01864$ ,  $b = 0.9574$  y  $R^2 = 0.9925$  (ver figura, derecha). Asimismo se relacionó el nivel de píxel con la dosis que absorbería en agua una cámara de ionización a dicha profundidad a 140 cm de distancia con una calibración lineal. Para ello se disparó 8 campos de 10 cm x 10 cm con rangos de 1-25 unidades monitor (UM) y se hizo un ajuste lineal ( $y = 2.02 \times 10^{-5} x$ ;  $R^2 = 0.9997$ ).



Debido a las imágenes de *flood field* que se toman en la puesta a punto del panel, los perfiles de los haces son uniformes; perdiendo sus característicos “cuernos”. Esto tiene un efecto significativo en la dosimetría, que se corrige multiplicando punto a punto la imagen del EPID por una matriz de puntos normalizada a 1 en su centro obtenida de medidas de dosis absorbida con cámara de ionización en agua a 5 cm de profundidad a la distancia de 140 cm. Así se restaura el perfil del haz en la imagen del EPID.

Con todo este proceso convertimos una imagen en formato DICOM en un mapa de dosis. Para validarlo comparamos mediante un test gamma (3% dosis - 3 mm) 169 campos de tratamientos de IMRT tipo *step and shoot* (media de 19 segmentos por campo) disparados directamente sobre el EPID con los calculados por el planificador XiO. La media del porcentaje del área de campo con un valor gamma menor que 1.0 fue del 95.3%; con sólo 4 campos (2.4%) por debajo del 90%. Todo el proceso de análisis queda automatizado con iGRiMLO, corrigiéndose automáticamente todos los segmentos de cada campo. Consideramos que estos resultados son satisfactorios y concluimos que el algoritmo iGRiMLO es adecuado para la realización de dosimetría portal en la verificación individual de pacientes de IMRT.



## **Ampliación de la base de espectros del IPEM mediante técnicas de Monte Carlo**

---

OTAL PALACÍN, A.\* , FORNER FORNER, A., IRIONDO IGERABIDE, U., MIQUELEZ ALONSO, S., MARTÍN ALBINA, M.L., MAÑERU CÁMARA, F., PELLEJERO PELLEJERO, S., LOZARES CORDERO, S., SOTO PRADOS, P.M., RUBIO ARRÓNIZ, A.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario de Navarra, Pamplona.

\* Correspondencia – C-e: aotalpal@navarra.es

**Palabras clave:** Geant4, Monte Carlo, mamografía, espectros.

### **Introducción**

La base de datos de espectros de rayos X del Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM) es una herramienta muy útil en las técnicas mamográficas. La limitación de los datos por debajo de energía de interés actual en mamografía, unido a la disminución en el tiempo de cálculo de los programas de simulación por la mejora en las máquinas de cálculo, hace viable e interesante acometer el estudio que presentamos, la adición de nuevos espectros y la obtención de nuevas combinaciones Energía-Ánodo-Filtro.

### **Material y métodos**

El catálogo de espectros de rayos X que se quería completar es el del IPEM, versión de 1997. La simulación se realizó mediante el código de Montecarlo GEANT4, suministrado y mantenido por el CERN. El procesado de los datos obtenidos se hizo con la ayuda del entorno ROOT, conjunto de librerías de análisis de libre distribución desarrollada también por el CERN.

### **Resultados y discusión**

Después de validar nuestro código con espectros de fotones ya presentes en la base de datos del IPEM, se procedió a completar la misma con espectros de nuevas combinaciones de energías y filtros que no estaban presentes en dicha base de datos y que son de interés en los mamógrafos actuales.

En el proceso de comparación de los espectros procedentes de nuestra simulación y los calculados por la base de datos del IPEM, se encuentran algunas discrepancias en los picos característicos de las combinaciones Ánodo/Filtro de Wolframio/Rodio.

### **Conclusiones**

El entorno proporcionado por el IPEM para análisis de espectros de rayos X nos parece un entorno muy útil en el campo de la imagen médica. Consecuentemente la adición de nuevos espectros y la existencia de un método de obtención de nuevas combinaciones Energía-Ánodo-Filtro que pudiesen ser de interés en el futuro constituían un hueco que se debía llenar.

## Determinación del offset campo de radiación-luz de campo en el modelado del acelerador Synergy

PERUCHA ORTEGA, M.\*, VELAZQUEZ MIRANDA, S., CARRASCO HERRERA, M.A., HERRADOR CÓRDOBA, M.

Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: mperuchaortega@yahoo.es

**Palabras clave:** multiláminas, offset, modelado, láminas redondeadas, transmisión.

### Introducción

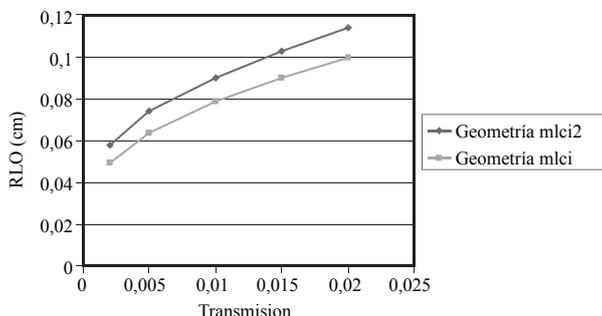
Los colimadores multilamina (MLC) diseñados con láminas redondeadas dan lugar a un offset entre el campo de radiación y la luz de campo (RLO) que es independiente de la posición de las láminas. Aparece además otro offset entre la luz de campo y la proyección del extremo de la lámina (LPO) que depende del tamaño de campo. En el sistema de planificación pueden producirse importantes errores dosimétricos para técnicas de IMRT y VMAT si no se tienen en cuenta estos offsets. El LPO viene dado por el fabricante pudiéndose además obtener mediante relaciones geométricas. El RLO depende fundamentalmente de la transmisión de las láminas lo que complica su cálculo. Nosotros proponemos un método para la determinación de este parámetro que normalmente se obtenía mediante prueba y error y analizamos distintos parámetros que pueden modificar el resultado.

### Material y métodos

Se modeló el acelerador Elekta Synergy para la energía nominal de 6MV en el sistema de planificación ADAC Pinnacle v.9.0. Se introdujo en el sistema de planificación la tabla de LPO frente a la posición del extremo de la lámina en el isocentro. Esta tabla fue proporcionada por el fabricante pero se comprobó su coincidencia con los cálculos realizados teniendo en cuenta la geometría de las láminas (radio de curvatura de las láminas 15 cm; distancia de la fuente al centro de la lámina 33.6 cm). Al ser RLO constante para todos los tamaños de campo, se calcula en el eje central ya que en esta posición LPO es cero. Para ello se define sobre una cuba un campo en el que los colimadores secundarios están abiertos y el colimador multilamina tiene una bancada abierta y la otra posicionada en el eje central. Se obtiene la dosis planar con resolución de 0.1 cm y se calcula la distancia del eje central a la isodosis del 50% en un plano situado a 0.5 cm del isocentro en la dirección cráneo-caudal (posición del centro de una lámina), siendo este el valor de RLO. Posteriormente se comprueba la validez de este resultado introduciéndolo en el planificador y realizando un perfil en la dirección del movimiento de las láminas de un campo tipo “picket fence”. Se realizaron los cálculos para el modelo de colimador mlci2, que es del que consta nuestro acelerador y para el modelo anterior mlci. Estos modelos difieren en su espesor (8.2 cm para mlci2 y 7.5 para mlci), en la distancia de la fuente al extremo inferior del mlc (37.8 cm para mlci2 y 37.3 cm para mlci) y en la menor transmisión intra e inter lámina del modelo mlci2. También se estudió la influencia de la transmisión del MLC en el valor de RLO variando el parámetro correspondiente en el modelado en el rango de 0.2% a 2%.

### Resultados y discusión

Al introducir en el planificador el valor del RLO calculado por el método anterior se obtiene un perfil relativamente plano del campo “picket fence” que indica que el valor del RLO es correcto. Para el modelo mlci2, en el entorno de un valor de transmisión del 1%, un aumento (o disminución) del 0.5% en el parámetro que modela la transmisión produce un aumento (o disminución) en el valor del RLO de 0.1 mm, lo que puede dar lugar a variaciones de dosis en la unión de campos adyacentes del 1%, lo que puede ser importante para tratamientos de VMAT e IMRT. Para un mismo valor de transmisión el modelo mlci2 presenta un valor de RLO 0.1 mm mayor que para el modelo mlci.



### Conclusiones

Se presenta un método válido para el cálculo del RLO en el sistema de planificación Pinnacle v.9.0 para el modelado en un acelerador de láminas redondeadas. Previo a su aplicación es importante tener bien definida la geometría del MLC así como los parámetros que modelan su transmisión.



## Caracterización de la fuente de fotones de aceleradores lineales de uso clínico

GONZÁLEZ, W.\* , LALLENA, A.

Universidad de Granada.

\* Correspondencia – C-e: wi12095@yahoo.es

**Palabras clave:** fuentes de fotones, simulación MC, PENELOPE, modelo de fuentes virtuales.

### Introducción

Los algoritmos de Monte Carlo se han convertido en la herramienta más precisa para el cálculo de dosis en radioterapia. El proceso de simulación se divide en dos partes, primeramente se simula el cabezal del acelerador (simulación independiente) y luego se aplica un algoritmo simplificado para la simulación dependiente del paciente como por ejemplo (DPM, XVMC). La simulación independiente se puede realizar de tres formas: (1) Simulación detallada, para la cual es necesario conocer todas las características de los componentes del cabezal y de sus materiales; (2) Desarrollo de un modelo de fuentes virtuales que sustituya los componentes del cabezal, pero para este método también es imprescindible conocer los detalles del cabezal; (3) Reconstrucción de un modelo de fuentes virtuales a partir de un conjunto de datos dosimétricos que caracterizan el haz. El objetivo de nuestro trabajo es describir las principales características del cabezal, que permitan desarrollar un modelo de fuentes virtuales a partir de datos dosimétricos.

### Material y métodos

Se escribieron las geometrías de los cabezales de los aceleradores Elekta Precise, Siemens KDS y Varian Clinac 2300, utilizando el código de simulación Monte Carlo PENELOPE v. 2006 y v.2008, basándonos en la documentación técnica suministrada por los fabricantes. Analizamos el comportamiento de la fuente de fotones a la salida del blanco para una fuente de electrones uniforme y otra gaussiana. Se modificó el programa PENMAIN para escribir un espacio de fase dependiente de 14 variables. Las tres variables incorporadas al archivo, nos dan la posición en coordenadas cartesianas de la última interacción de las partículas, antes de llegar al espacio de fase (PSF). Se obtuvo un PSF a la entrada del maniquí, para analizar la contribución de cada uno de los componentes del cabezal. Se simplificó el modelo del cabezal teniendo en cuenta sólo los elementos que tienen un aporte significativo a la fluencia de partículas. Se estudió otro PSF a la salida del filtro aplanador.

### Resultados y discusión

Como herramienta de verificación de las geometrías se utiliza el código PENMAIN para anotar la posición de las partículas cada vez que cruzan una interfase y representamos gráficamente estos resultados, verificando de forma detallada la correcta implementación de cada uno de los componentes de los cabezales. Al observar las fuentes de fotones a la salida del blanco se encuentra que considerar una fuente de electrones uniforme o gaussiana no tiene un efecto significativo en la fluencia de fotones. Los elementos del cabezal que más contribuyen a la fluencia de partículas a la entrada del maniquí son el blanco (70-80%) y el colimador primario y el filtro aplanador (10-15%). A la fuente de fotones procedentes del blanco le llamamos fuente primaria y a la del colimador primario y el filtro aplanador, fuente de dispersión. La fluencia de partículas de la fuente primaria tiene forma de una función de Pearson de orden VII pero podemos simplificarla a una gaussiana ( $0.3 < \sigma < 0.7$ ) y la fluencia de partículas de la fuente de dispersión tiene forma gaussiana ( $2.2 < \sigma < 2.8$ ). Cuando estudiamos la fluencia de fotones en la entrada del maniquí observamos que no es plana, algo que sabemos de evaluar los perfiles de dosis, pero encontramos una fuerte correlación entre la distribución espacial y la distribución angular.

### Conclusiones

Para desarrollar un modelo de fuentes virtuales a partir de datos dosimétricos podemos considerar que tenemos dos fuentes de fotones una fuente primaria (distribución aproximadamente gaussiana) y una fuente de dispersión (distribución gaussiana), la dirección de las partículas podemos determinarla a partir de la distribución a la entrada del maniquí. A partir de estudios publicados sabemos que podemos reconstruir estas fuentes gaussianas a partir de un conjunto de medidas dosimétricas en aire pero sería necesario optimizar qué cantidad de medidas serían imprescindibles. El espectro de energía varía a medida que nos alejamos del eje del haz y para la fuente de dispersión puede ser corregido considerando que las partículas se dispersan como resultado de una interacción Compton.

## Cálculos de dosis en radiodiagnóstico sobre los maniqués *voxelizados* ICRP 110 mediante el método de Monte Carlo

SALVADÓ, M.<sup>1,\*</sup>, HERNÁNDEZ-GIRÓN, I.<sup>1,2</sup>, MORANT, J.J.<sup>3</sup>, CASANOVAS, R.<sup>1</sup>, LÓPEZ, M.<sup>1</sup>, CALZADO, A.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Unitat Física Mèdica. Facultat de Medicina i Ciències de la Salut. Universitat Rovira i Virgili. Reus

<sup>2</sup> Grupo de Física Mèdica. Departamento de Radiología. Universidad Complutense. Madrid.

<sup>3</sup> Servei de Protecció Radiològica. Universitat Rovira i Virgili. Reus

\* Correspondencia – C-e: m.salvado@urv.cat

**Palabras clave:** maniqués *voxelizados* adultos de referencia, ICRP 110, dosis efectiva, simulación

### Introducción

La optimización de las dosis impartidas en exploraciones de radiodiagnóstico, uno de los tres principios fundamentales de la protección radiológica, implica el conocimiento suficientemente preciso de la distribución de dosis en los órganos con factor de ponderación para el cálculo de la dosis efectiva en los pacientes. Existen numerosos modelos analíticos o de maniqués divididos en *voxels* que han contribuido a crear una extensa familia de modelos representativos de pacientes de distintas edades, sexos, tipologías o morfologías.

Con el fin de normalizar y unificar los estudios dosimétricos con modelos antropomórficos, la ICRP ha publicado recientemente dos modelos computacionales *voxelizados* representativos del hombre y la mujer adultos estándar (ICRP Publication 110). En este trabajo se presenta la implementación de la información y los datos asociados a ambos maniqués en un programa de simulación para exploraciones en radiodiagnóstico, basado en el código EGS4, que emplea el método de Montecarlo para calcular dosis impartidas en equipos de tomografía computarizada convencionales (TC) y equipos de haz cónico (CBCT).

### Material y métodos

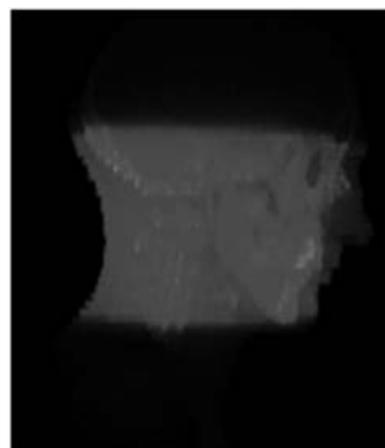
Los maniqués han sido elaborados a partir de imágenes médicas de pacientes reales y son una modificación de dos modelos previos divididos en *voxels* (*Laura* y *Golem*). La masa, la distribución espacial y la composición de cada órgano y tejido han sido ajustadas por la ICRP para coincidir con los estándares para hombre (176 cm de altura y 73 kg) y para la mujer (163 cm de altura y 60 kg) sin comprometer su realismo anatómico.

A partir de la información original, que contiene la identificación y la distribución espacial de los órganos, se ha asignado el material a cada uno de los *voxels* y además se han identificado los *voxels* pertenecientes a los órganos que contribuyen a la dosis efectiva. Esta asignación no se ha podido hacer de una forma directa en los *voxels* que contienen médula roja o endostio, ya que estos tejidos tienen una estructura microscópica y, por consiguiente, es imposible de representar correctamente en el volumen que representa cada *voxel* (2,137 x 2,137 x 8,0 mm<sup>3</sup> en el hombre y 1,775 x 1,775 x 4,84 mm<sup>3</sup> en la mujer). Para calcular la dosis en los 44 órganos (con 20 materiales distintos) que contienen médula roja o endostio, el programa establece el valor de los coeficientes de absorción de energía másicos de estos tejidos para la energía de los fotones implicados. Además corrige mediante los factores de aumento (*enhancement factor*) para tener en cuenta, en las cavidades que contienen esponjosa (médula roja y endostio), el efecto de los electrones secundarios que se originan en las interacciones de absorción fotoeléctrica en hueso cortical. Así, la información relativa a los maniqués, se ha implementado utilizando tres matrices (con la distribución e identificación numérica de los 141 órganos o tejidos, de los 53 materiales y de los 29 órganos con peso específico para el cálculo de la dosis efectiva) que describen respectivamente los modelos propuestos para el hombre y la mujer. Con esta información el programa simula el transporte de la radiación y calcula, a partir de la energía depositada en cada órgano, la dosis absorbida. En los *voxels* que contienen médula roja o endostio, el programa combina la fracción en masa de estos tejidos con los coeficientes de absorción de energía másicos, para calcular en cada *voxel* la fracción de energía impartida en médula roja y en endostio. Conociendo la dosis en cada órgano, se calcula la dosis efectiva teniendo en cuenta los factores de ponderación publicados en la ICRP 103.

Para comprobar la correcta implementación de los maniqués *voxelizados*, se han calculado las masas de los órganos y las masas de materiales y se han comparado con los datos originales publicados por la ICRP. Con el fin de comparar las dosis publicadas en otros estudios, también se han realizado simulaciones de exámenes tipo en un equipo de TC convencional y en un equipo CBCT para exploraciones dentales, maxilofaciales o de cirugía oral.

### Resultados y discusión

Al comparar las masas de los órganos o tejido obtenidas con las publicadas por la ICRP, se han obtenido diferencias muy pequeñas, en promedio del 0,01% (con una diferencia máxima en valor absoluto del 1% en lente ocular, que corresponde a una diferencia de 0,02 g respecto los valores de la ICRP) y en los materiales las diferencias han sido siempre menores del 0,1%. Los valores obtenidos para el factor de aumento han mostrado un incremento de la dosis absorbida promedio inferior al 3% para los *voxels* que contienen algún tipo de hueso, llegando





a incrementos máximos 29% para aquellos *voxels* correspondientes a cráneo y mandíbula, con fotones incidentes de 45-55 keV.

También se ha calculado, para cada valor de energía depositada, la dosis absorbida en medula roja y en hueso trabecular por unidad de fluencia en esponjosa y en hueso cortical, obteniendo resultados comparables a los publicados por otros autores.

La simulación de exploraciones estándar en un equipo de CBCT (distribución de dosis mostrada en la figura) y en un equipo de TC convencional han proporcionado resultados comparables a los reproducidos en estudios previos con *Laura* y *Golem*.

### **Conclusiones**

Se ha establecido la metodología de implementación de los maniqués adultos de referencia divididos en *voxels*, representativos del hombre y la mujer estándar. Se ha preparado un programa de simulación flexible para reproducir irradiaciones con distintas geometrías y en diferentes equipos, que ha permitido calcular la dosis en los distintos órganos y materiales, obteniendo una estimación realista de la dosis efectiva al reproducir exploraciones de radiodiagnóstico.

## **Aplicaciones de un modelo estadístico a la dosimetría de fuentes lineales de braquiterapia**

SABARIEGO, M.P.\* , LALLENA, A.M., PORRAS, I.

Universidad de Granada.

\* Correspondencia – C-e: visitor@ugr.es

**Palabras clave:** simulacion Monte Carlo, braquiterapia, modelos.

### **Introducción**

La dosimetría de fuentes de braquiterapia de fotones suele hacer uso de expresiones analíticas sencillas con parámetros libres para el ajuste de datos experimentales o de simulación Monte Carlo. Algunos sistemas de planificación hacen uso de polinomios y/o funciones exponenciales. Mediante la aplicación de un modelo estadístico elaborado por los autores para fuentes puntuales de fotones que proporciona dichas funciones, pretendemos describir los parámetros dosimétricos que caracterizan a las fuentes lineales de braquiterapia mediante integración de las mismas.

### **Material y métodos**

El cálculo de la dosis en función de la distancia al centro de la fuente y a un ángulo con respecto al eje de la misma se realiza mediante integración, a lo largo de la fuente, del depósito de energía por unidad de longitud y por partícula debido a una fuente puntual, descrito mediante las funciones obtenidas por los autores en un trabajo previo (Sabariego et al., *Phys. Med. Biol.* 58, (2008) 6113-6128). Se compara la integración numérica con la simulación Monte Carlo de fuentes ideales lineales de distintas energías mediante el código PENELOPE, con una gran estadística (hasta 100.000 millones de historias) para describir con precisión la muy escasa variación angular, cuando se elimina el factor geométrico.

### **Resultados y discusión**

Comparamos las predicciones del modelo estadístico con la simulación Monte Carlo anteriormente mencionada para los parámetros relevantes empleados en la dosimetría de fuentes de braquiterapia lineales propuestos por el grupo de trabajo TG-43 (Rivard et al., *Med. Phys.* 31, (2004) 633-674), concretamente la función radial de dosis y la función de anisotropía angular. El acuerdo entre los resultados predichos por el modelo y los de la simulación Monte Carlo es muy bueno en ambos casos, especialmente para la primera de las funciones mencionadas. En cuanto al factor de anisotropía, que es muy aproximado a la unidad para estas fuentes ideales para las que no hay encapsulado, las pequeñas variaciones respecto a dicho valor son razonablemente bien descritas por el modelo.

### **Conclusiones**

Estos resultados, por tanto, validan las predicciones del modelo y estimulan la aplicación del mismo a problemas más realistas, como los de la inclusión del encapsulamiento alrededor de la fuente activa.

## Técnicas Monte Carlo para el estudio del fraccionamiento en pacientes de cáncer de cabeza y cuello tratados con radioterapia

CARRASCO HERRERA, M.A.\*, JIMENEZ DOMINGUEZ, M., PERUCHA ORTEGA, M., HERRADOR CÓRDOBA, M.

Hospital Virgen del Rocío, Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: macarrasco\_her@yahoo.es

**Palabras clave:** radiobiología, TCP, Monte Carlo.

### Introducción

Los fraccionamientos de dosis distintos al estándar en cáncer de cabeza y cuello suponen en algunas situaciones un aumento muy significativo del control local y la supervivencia global. Hay evidencia clínica de estos resultados en caso de tratamientos hiperfraccionados, aunque la elección del fraccionamiento óptimo, en general, no se obtiene de los resultados de ningún modelo. En este trabajo hemos obtenido la probabilidad de control tumoral (TCP) para distintos fraccionamientos modificados (hipofraccionados e hiperfraccionados) mediante técnicas de simulación Monte Carlo.

### Material y métodos

Se ha diseñado un algoritmo basado en técnicas de simulación Monte Carlo. Los pacientes seleccionados son pacientes de cáncer de laringe, en estadios iniciales T1 y T2, no operados y con tratamiento exclusivo de radioterapia externa. El volumen del tumor se obtiene del sistema de planificación y a partir de éste el número de clonógenos, suponiendo una densidad clonogénica constante, aunque distinguiendo distinta densidad para CTV ( $10^5$  clonógenos/cm<sup>3</sup>) y GTV ( $10^6$  clonógenos/cm<sup>3</sup>). La dosis administrada por sesión se obtiene del histograma dosis-volumen del sistema de planificación. Para simular el crecimiento de un tumor se ha considerado, por una parte, que el tumor sigue un crecimiento exponencial, marcado por el tiempo de duplicación potencial del tumor ( $T_D=4.1$ ). Por otra parte, se ha considerado la fracción de pérdida celular (CLF), que nos da el porcentaje de células que mueren por diversas causas: falta de nutrientes, hipoxia, etc. Esta fracción, no es constante, sino que depende del número de clonógenos, aumentando hasta saturarse cuando alcanza un determinado volumen,  $CLF_{sat}$  (0.91):

$$CLF = CLF_{sat}(1 - e^{-\alpha N})$$

El efecto de la radioterapia se ha simulado a partir de la fracción de supervivencia que sigue un modelo lineal-cuadrático con  $\alpha = 0.35$  y  $\beta = 0.025$ .

Estas expresiones se han introducido en el algoritmo, suponiendo que la probabilidad de crecimiento, el factor de pérdida celular y la fracción de supervivencia siguen distribuciones binomiales. Se ha asumido que el tiempo de duplicación potencial y los parámetros alfa y beta siguen distribuciones normales considerando la desviación estándar de los mismos como un 20% de su valor medio. En cada simulación se han considerado  $10^5$  tumores.

### Resultados y discusión

La utilización combinada de crecimiento exponencial y factor de pérdida celular reproduce bastante bien los resultados clínicos en este tipo de pacientes, obteniendo la repoblación acelerada como una consecuencia de los diferentes ritmos de crecimientos de estos dos efectos. Los tratamientos hiperfraccionados, muestran un aumento de la probabilidad de control tumoral, respecto al tratamiento convencional de 70 Gy en sesiones de 2Gy/s. Los resultados para los tratamientos hipofraccionados, muestran un TCP igual o menor que el estándar, cuya causa podría estar relacionada con la disminución de la dosis total impartida (Tabla 1)

**Tabla 1.** Resultados de la simulación para distintos fraccionamientos hiperfraccionados e hipofraccionados

Dosis sesión (Gy)	Nº sesiones	Dosis total (Gy)	TCP
3.44	16	55	0.846(0.003)
3.4	16	54.4	0.838(0.003)
2.53	25	63.25	0.860(0.003)
2.25	28	63	0.813(0.005)
1.6	42 (2 al día)	67.2	0.859(0.004)
1.15	70 (2 al día)	81.5	0.909(0.003)
1.2	68 (2 al día)	81.6	0.931(0.001)
2	35	70	0.860(0.003)

### Conclusiones

Las simulaciones en radiobiología basadas en métodos Monte Carlo, suponen una herramienta muy útil para estudiar como influyen diversos parámetros, entre ellos, los fraccionamientos distintos al estándar, en la probabilidad de control tumoral, permitiendo diseñar nuevos esquemas de fraccionamiento que pudieran suponer, a priori, un aumento del control local y la supervivencia global de los pacientes de radioterapia externa.

## Caracterización con GEANT4 del colimador multiláminas siemens 160-MLC™ en un acelerador lineal Siemens Oncor™

CORTÉS GIRALDO, M.A.<sup>1,\*</sup>, MIRAS, H.<sup>2</sup>, ARRÁNS, R.<sup>2</sup>, GALLARDO, M.I.<sup>1</sup>, QUESADA, J.M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Dpto. Física Atómica, Molecular y Nuclear, Universidad de Sevilla, Sevilla, España.

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Virgen Macarena, Sevilla, España.

\* Correspondencia – C-e: miancortes@us.es

**Palabras clave:** 160-MLC, Siemens Oncor, simulaciones Monte Carlo, GEANT4.

### Introducción

Este trabajo muestra la caracterización con GEANT4 (versión 9.3) del colimador multi-láminas (MLC) Siemens 160 MLC™, cuya geometría reproducimos sin utilizar aplicaciones de diseño asistido por ordenador (conocidas como CAD, de sus siglas en inglés). La importación de geometrías modeladas mediante aplicaciones CAD es uno de los puntos fuertes que presenta el código GEANT4. Sin embargo, es interesante disponer de un algoritmo mediante el cual dicha geometría pueda ser reproducida hasta sus últimos detalles, dotando de flexibilidad a trabajos de investigación de nuevos MLCs cuyo diseño se base en el del 160-MLC™.

Por otra parte, es bien sabido que el código EGSnrc ha sido validado en numerosos trabajos con resultados muy satisfactorios. En este trabajo, se pretende mostrar la capacidad también de GEANT4 de reproducir con resultados aceptables las distribuciones de dosis, en valores absolutos, obtenidas experimentalmente en agua. El interés y motivación de este trabajo reside en la capacidad que presenta GEANT4 de simular transporte de neutrones a través de la materia, haciendo posible realizar estimaciones de la contaminación neutrónica existente en tratamientos de radioterapia a energías a las cuales la producción de neutrones sea significativa.

### Material y métodos

La geometría del cabezal del acelerador Siemens ONCOR™, en modo de fotones de 6MV de energía nominal, fue simulada con una aplicación basada en el código de simulación Monte Carlo GEANT4 (versión 9.3). Los elementos superiores del cabezal (blanco, colimador primario, filtro aplanador, cámara monitora y espejo) se implementaron siguiendo las indicaciones del fabricante. Éstas, diseñadas para su uso con EGSnrc, fueron utilizadas para generar los correspondientes modelos geométricos en GEANT4. Por otra parte, las mordazas se simularon siguiendo la divergencia del haz y el Siemens 160-MLC™ fue modelado con precisión sub-milimétrica a partir de los datos técnicos proporcionados por el fabricante. Para ello, la forma geométrica que constituye el borde de cada una de las láminas (una línea curva cuyo radio y sentido de la curvatura está conformado por arcos correspondientes a circunferencias de diferentes orígenes y radios) fue reproducida mediante un algoritmo matemático creado con este propósito. Éste permite obtener, con la precisión deseada por el usuario, puntos representativos de la línea que define el borde de las láminas. Posteriormente, dicho conjunto de puntos se utiliza para construir la geometría de cada lámina usando la forma geométrica *G4Trap* del código GEANT4.

El espectro energético y el diámetro del haz se obtuvieron con procedimientos análogos a los encontrados en la literatura. Para ello, estudiamos la curva de dosis en profundidad de un campo 10×10 cm<sup>2</sup> en agua, con una distancia entre la fuente y la superficie (SSD) de 100 cm, junto con los perfiles *crossplane* a profundidades de 1.5 cm, 5.0 cm, 10.0 cm y 20.0 cm. Las medidas experimentales se obtuvieron con una cámara de ionización de 0.125 cm<sup>3</sup>, y se compararon con los cálculos obtenidos por GEANT4 usando vóxeles cilíndricos de radio 5 mm y altura 1 mm. Una vez obtenidos los parámetros del haz, la fluencia correspondiente a 4.0×10<sup>9</sup> historias fue almacenada en un archivo de espacio de fases en formato del OIEA (Organismo Internacional de Energía Atómica), definiendo el plano del espacio de fases entre la cámara monitora y el espejo. El espacio de fases obtenido por el procedimiento descrito se utilizó para comparar con medidas experimentales para varios tamaños de haces.

### Resultados y discusión

Con incertidumbres estadísticas menores del 0.7% (1  $\sigma$ ) para los valores cercanos al máximo de las curvas de dosis en profundidad, la desviación de los cálculos de dosis absoluta con GEANT4 con respecto a las medidas experimentales fue menor del 2%. Asimismo, las penumbras del Siemens 160-MLC™ fueron reproducidas con GEANT4 con desviaciones menores de 1 mm con respecto a las medidas experimentales. Por otra parte, la dosis depositada fuera del campo de radiación a través de las láminas del 160-MLC™ fue también calculada con GEANT4, obteniéndose discrepancias menores al 0.3%. Por último, también se presentan ejemplos sobre hipotéticos diseños de MLCs realizados con el algoritmo que reproduce la geometría del 160-MLC™.

### Conclusiones

La geometría del colimador Siemens 160-MLC™ fue modelada hasta el último detalle con un algoritmo matemático implementado en una aplicación realizada con GEANT4. Este algoritmo es totalmente flexible a la hora de definir los parámetros necesarios para construir la geometría, por lo que también permite diseñar otros modelos de MLCs. El modelo del 160-MLC™ ha sido validado con medidas experimentales en agua usando un acelerador lineal Siemens ONCOR™, cuyo cabezal también ha sido modelado con GEANT4. Además, el algoritmo presentado en este trabajo puede ser adaptado a otros códigos de simulación.



## Intercomparación eurados de medidas in vivo y modelización Monte Carlo para la determinación de americio en hueso en un maniquí USTUR

LÓPEZ, M.A.\*, NAVARRO, J.F., PÉREZ, B., NAVARRO, T., BROGGIO, D., CAPELLO, K., CARDENAS-MENDEZ, E., EL-FARAMAWY, N., FRANCK, D., JAMES, A.C., KRAMER, G.H., LYNCH, T.P., RUHM, W., WEITZENEGGER, E.

Unidad de Dosimetría de Radiaciones. Dpto. Medio Ambiente (CIEMAT), Madrid.

\* Correspondencia – C-e: Ma.lopez@ciemat.es@ciemat.es

**Palabras clave:** medida in vivo, espectrometría gamma, métodos de monte carlo, maniquís tipo voxel.

### Introducción

Este trabajo es el resultado de una colaboración entre el grupo de trabajo WG7 “Internal Dosimetry” de EURADOS (European Radiation Dosimetry Group, www.eurados.org) que se coordina desde el CIEMAT, y la organización USTUR (U.S. Transuranium and Uranium Registries), para llevar a cabo una intercomparación internacional de medidas in-vivo y simulación mediante métodos de Monte Carlo, de la medida de Am-241 en el hueso de un maniquí-pierna con detectores de germanio.

### Material y métodos

El caso 0102 (1979) es la primera donación de cuerpo entero a USTUR, organización dependiente del DOE (USA) que registra toda la información dosimétrica y de autopsias de casos de exposición interna en EEUU por incorporación de Plutonio, Americio y/o Uranio. Se trata de un trabajador que había sufrido una contaminación interna importante de Americio, y tras su fallecimiento, la mitad de su esqueleto se recubrió de material plástico equivalente a tejido, proporcionando maniqués únicos (cabeza, pierna) para la calibración de equipos de medida in-vivo con Contador de Radiactividad Corporal (CRC) mediante espectrometría gamma. La otra mitad del cuerpo se utilizó para la medida de la Actividad depositada en los distintos órganos del trabajador a su muerte, 25 años después de producirse la incorporación. El 82% del Am-241 remanente en el cuerpo fue encontrado en huesos y dientes, con una distribución de Actividad prácticamente uniforme en todo el material óseo.

Desde el grupo de trabajo WG7 “Internal Dosimetry” de EURADOS se organizó un ejercicio de Intercomparación EURADOS/USTUR 2009-2010 con un protocolo de medidas in-vivo y de simulación por Monte Carlo (MC) entre un grupo de laboratorios de CRC de CIEMAT-España., IRSN-Francia, HMGU (Helmholtz Zentrum Munich)-Alemania y HML-Canada, para la determinación de Americio en el hueso del maniquí-pierna USTUR descrito anteriormente. El principal objetivo fue obtener la eficiencia de detección a lo largo del maniquí-pierna medida experimentalmente y calculada mediante simulación de Monte Carlo, comparando al final los resultados in-vivo/MC para distintas geometrías de conteje: (1) un detector vertical, paralelo a la pierna y (2) “mejor eficiencia”.

### Resultados y discusión

La eficiencia de detección experimental con detectores de germanio se obtuvo en los laboratorios de CIEMAT, HMGU y HML, a partir del análisis por espectrometría gamma de la emisión de 59.5 keV del Am-241 de los fotones provenientes del hueso con contaminación real, del maniquí-pierna USTUR.

Para el cálculo de la eficiencia mediante métodos de Monte Carlo, se precisó contar con un maniquí tipo voxel simulador del maniquí-pierna. El IRSN generó tal maniquí a partir de las imágenes TAC del maniquí físico de USTUR, asumiendo distribución homogénea de Am-241 en el material hueso. Por otra parte el HML generó un segundo maniquí voxel con los ficheros proporcionados por USTUR y con la información detallada de Actividad encontrada en la mitad del donante que fue analizada mediante radioquímica. Los primeros resultados de este estudio por parte del IRSN recomendaron la revisión de la actividad indicada en el certificado de la fuente (1026 Bq), obteniéndose un nuevo valor de 1243 ±11 Bq de Am-241 (Feb-1980), 15% mayor que la actividad original.

Los resultados de la comparación experimental muestran una tendencia en el mapa de la eficiencia similar para CIEMAT, HML y HMGU, especialmente en el caso de estos dos últimos laboratorios; el CIEMAT perdió el punto de máxima eficiencia, situado en el centro mismo de la rodilla de la pierna USTUR. Esto fue debido a que CIEMAT dispone de una calibración de Americio en rodilla obtenida con otro maniquí comercial fabricado por la Univ Cincinnati (USA) con material equivalente a hueso, donde el punto de máxima eficiencia en este caso se encontraba debajo de la rodilla, y se esperó una respuesta similar con la pierna USTUR, aunque no fue así. Los resultados experimentales de la intercomparación EURADOS/USTUR se mostraron consistentes también con el tipo de detector empleado, obteniéndose valores más altos de eficiencia para el detector de germanio más grande de HML (8.5 cm), luego para el detector de 8 cm de HMGU-Munich y menor para el detector de 7 cm del CIEMAT. Respecto a la comparación de resultados experimentales con la eficiencia obtenida mediante métodos de Monte Carlo, los resultados fueron excelentes para el HML con ambos maniqués voxel, y también fueron buenos en el caso de CIEMAT, con la peculiaridad que en este caso, en el punto de máxima eficiencia los resultados de Monte Carlo (calculados por IRSN) se mostraron muy dependientes con el posicionamiento relativo detector-fuente en la simulación.

### Conclusiones

Interesante ejercicio de intercomparación internacional organizado por el grupo de trabajo WG7 “Internal Dosimetry” de EURADOS, de 4 laboratorios de medida in-vivo de la exposición interna con detectores de germanio utilizando un maniquí-pierna de USTUR conteniendo hueso humano con una contaminación real de Am-241. Las comparaciones de los resultados experimentales de la eficiencia de detección entre sí, así como la comparación de los valores medidos con los calculados mediante simulación Monte Carlo con dos maniqués tipo Voxel fueron satisfactorios y confirman la validez de la metodología Monte Carlo y los maniqués voxel en su aplicación para la medida in-vivo de contaminantes internos.

## Control de calidad del módulo de braquiterapia del sistema de planificación Oncentra MasterPlan V3.3.

DE LA MONJA REY, P.\*, TORRES POZAS, S., SÁNCHEZ CARRASCAL, M., MACÍAS VERDE, D., MARTÍN OLIVA, R.

Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín. Servicio de Física Médica y Protección Radiológica, Las Palmas de Gran Canaria.

\* Correspondencia – C-e: pmonrey@gmail.com

**Palabras clave:** braquiterapia, sistema de planificación, control de calidad, dosimetría clínica.

### Introducción

Se presentan los resultados del control de calidad realizado al sistema de planificación (SP) Oncentra MasterPlan Brachy, versión 3.3 (Nucletron), con motivo de su puesta en marcha, siguiendo las recomendaciones propuestas en el “Protocolo para control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes” [SEFM], publicado por la *Sociedad Española de Física Médica (SEFM)* en el año 2005.

Las pruebas realizadas, basadas en el citado documento, se han agrupado del siguiente modo:

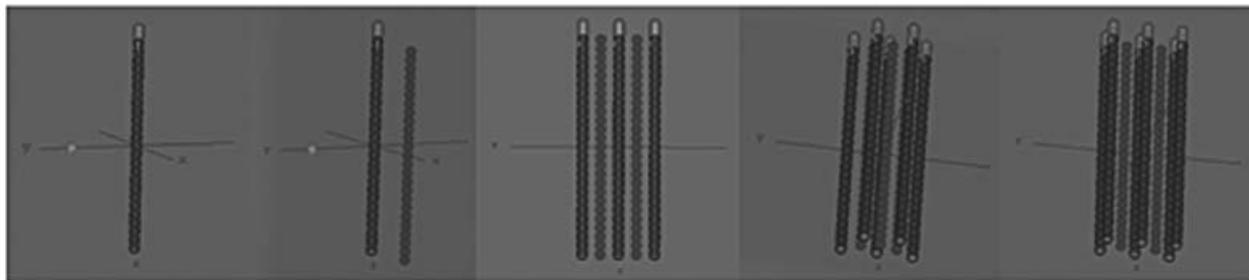
- verificación de las coordenadas de los catéteres;
- verificación del algoritmo de cálculo;
- principio de superposición;
- verificación del algoritmo de optimización, normalización y prescripción de dosis.

### Material y métodos

En el Hospital Universitario de Gran Canaria Dr. Negrín se dispone de dos equipos de carga diferida de alta tasa de dosis de la marca Nucletron: un microSelectron HDR Classic y un microSelectron HDR V3, con fuentes de Ir-192, mHDRv1 y mHDRv2, respectivamente.

Se detallan a continuación las diferentes pruebas realizadas:

- Verificación de las coordenadas de los catéteres: se ha utilizado un maniquí de agua sólida con marcadores radio opacos, dispuestos en varios planos, de coordenadas y distancia entre puntos conocida. La adquisición de las imágenes se ha realizado con el TC Somatom Open Sensation de Siemens utilizando el protocolo de braquiterapia del centro (2 mm de espesor de corte, pitch de 0.9 y FOV de 380 mm). La reconstrucción de los catéteres hecha en el SP planificación ha sido manual.
- Verificación del algoritmo de cálculo: se ha calculado con el SP las matrices de tasa de dosis para las fuentes mHDRv1 y mHDRv2 y se han comparado con las matrices de referencia recomendadas por el grupo BRAPHYS de la ESTRO.
- Principio de superposición: se ha verificado que la dosis total generada por un conjunto de fuentes es la misma que la aportada por la suma de cada fuente individualmente en distintos puntos de cálculo.
- Verificación del algoritmo de optimización, normalización y prescripción de dosis: se ha desarrollado una herramienta de cálculo independiente, implementada en Microsoft Excel 2007, para validar el algoritmo de optimización y calcular la dosis en puntos siguiendo el formalismo del TG43. En el programa se deben introducir las coordenadas de las posiciones activas, el tiempo de permanencia de la fuente en cada posición y las coordenadas de los puntos de cálculo de dosis. Las comprobaciones se han realizado para cinco casos ideales representativos de la práctica clínica (ver figura); desde un único catéter (izquierda) hasta seis distribuidos en dos planos (derecha). Los catéteres utilizados tienen una longitud de 6 cm siendo la distancia entre posiciones activas de 2.5 mm. Los puntos de cálculo de dosis se han elegido coincidiendo con los puntos de prescripción de dosis y normalización (puntos de color azul en la figura).



El método de optimización evaluado es el geométrico, tanto en distancia como en volumen, dependiendo del tipo de implante. Se ha asumido que la optimización depende sólo de la configuración de los catéteres.



## Resultados y discusión

Los resultados obtenidos para las diferentes pruebas son:

- a) Verificación de las coordenadas de los catéteres: la precisión en la reconstrucción fue menor de 0.9 mm para todos los puntos estudiados. Con esta prueba también se comprobó la correcta adquisición e importación de las imágenes en el SP.
- b) Verificación del algoritmo de cálculo: las matrices de tasa de dosis calculadas con el SP para las fuentes mHDRv1 y mHDRv2, se encuentran dentro de tolerancia en todos los puntos de interés clínico.
- c) Principio de superposición: la diferencia máxima fue del 0.16%.
- d) Verificación del algoritmo de optimización, normalización y prescripción de dosis: en el caso de los implantes ideales, los pesos de permanencia de la fuente en cada posición activa calculados con la hoja Excel coincidieron exactamente con los pesos suministrados por el SP. La diferencia máxima entre la dosis calculada por el SP y la calculada por el programa de cálculo independiente, para un total de 201 puntos, fue del 0.18% para la fuente mHDRv1 y del 0.14% para la fuente mHDRv2. Mientras que la desviación media de la dosis fue del  $0.07\% \pm 0.04\%$  para la fuente mHDRv1 y del  $0.05\% \pm 0.02\%$  para la fuente mHDRv2.

## Conclusiones

A partir de los resultados obtenidos se ha aceptado el SP Oncentra Brachy de Nucletron para su uso clínico. Además el método de trabajo propuesto permite de manera sencilla y rápida validar el algoritmo de cálculo ante posibles actualizaciones, cambios de software o introducción de nuevas fuentes en el SP.

## Referencias

- [1] [SEFM] Varios autores. (2005). "Protocolo para control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones ionizantes". Sociedad Española de Física Médica (SEFM).
- [2] [TG 43] Rivard, M.J., Coursey, B.M., DeWerd, L.A., Hanson, W.F., Huq, M.S., Ibbott, G.S., Mitch, M.G., Nath, R., Williamson, J.F. (2004). "Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculation". *Med. Phys.* 31 (3).
- [3] [Daskalov et al.] Daskalov, G.M., Löffler, E., Williamson, J.F. (1998). "Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source", *Med. Phys.* 25 (11), .
- [4] [Williamson et al.] Williamson, J.F., Li, Z. (1995). "Monte Carlo aided dosimetry of the microselectron pulsed and high dose-rate  $^{192}\text{Ir}$  sources" *Med Phys* 22, 809-819.
- [5] [Brachyqs] <http://www.uv.es/brachyqs/index2.htm>.

## Evaluación de un sistema de planificación para braquiterapia aplicando el método de Monte Carlo y medidas experimentales

---

GERARDY, I., RÓDENAS, J.\* , GALLARDO, S.

Departamento de Ingeniería Química y Nuclear; Universidad Politécnica de Valencia.

\* Correspondencia – C-e: jrodenas@iqn.upv.es

**Palabras clave:** braquiterapia, TPS, Monte Carlo, dosimetría.

### Introducción

La braquiterapia es una técnica de radioterapia interna en la que una fuente encapsulada de radiación ionizante se introduce en el cuerpo del paciente, bien de manera definitiva (implantes), bien de modo temporal. En el caso de fuentes instaladas de modo temporal, las posiciones y los tiempos de permanencia de la fuente en el interior del cuerpo se calculan mediante un sistema de planificación del tratamiento (Treatment Planning System, TPS) que los evalúa a partir de la dosis especificada por el médico. Para asegurarse de que el tratamiento se ha realizado correctamente, se debe conocer las características de la fuente y la distribución de dosis alrededor de ésta o de cualquier elemento utilizado para posicionarla. Este trabajo desarrolla un estudio dosimétrico alrededor de un aplicador ginecológico. Para ello, utiliza el método de Monte Carlo (MC) y medidas experimentales. Su principal objetivo es evaluar un sistema de planificación de tratamiento.

### Material y métodos

Se ha utilizado una fuente de  $^{192}\text{Ir}$  del tipo Microselectron de la firma Nucletron que se ha modelado como un cilindro de iridio puro encerrado en una cápsula de acero inoxidable. El aplicador donde se situará la fuente está constituido por un tubo intrauterino de acero inoxidable y unos cilindros vaginales de plástico (PSU). Se ha construido un maniquí para asegurar la reproducibilidad del posicionamiento del conjunto fuente-aplicador y del sistema de medida. Dicho maniquí consiste en un cubo de 15 cm de arista constituido por 30 placas de PMMA de 0,5 cm de espesor. Se ha fabricado un alojamiento en las 6 placas centrales para instalar el aplicador. Se han previsto diversos alojamientos para films gafcrómicos. Tanto la fuente, como el aplicador y el maniquí se han modelado mediante el programa MCNP5. El sistema de planificación de tratamiento analizado es el PLATO V14.3 que permite evaluar la distribución de dosis en un plano o un volumen y calcular el tiempo necesario para obtener una dosis en un punto de referencia, teniendo en cuenta las diferentes posiciones de la fuente en el medio irradiado. El programa de PLATO realiza un cálculo determinista con base en el formalismo del TG-43. Se han realizado diferentes cálculos con MCNP5 alrededor del aplicador, utilizando diferentes "tallys": \*F8 para obtener la energía depositada en una celda, o F4MESH para obtener una distribución de Kerma. Asimismo, se han considerado diversas geometrías y diferentes materiales rodeando al aplicador: agua para comparar con el sistema PLATO; PMMA para comparar con las medidas realizadas en el maniquí; y tejidos humanos para aproximar el tratamiento real.

### Resultados y discusión

Se han comparado los perfiles de dosis obtenidos a 1 y 2 cm del eje del tubo intra-uterino, mediante simulación con MCNP, cálculos del sistema PLATO y medidas con film gafcrómico. En los cálculos con MCNP5, se han simulado diferentes materiales, mientras que en PLATO sólo se considera agua. La comparación de los resultados de la simulación con MCNP5, y las medidas dosimétricas dan una buena correlación. La comparación de las simulaciones MC y el sistema PLATO muestra pequeñas diferencias del orden del 1% entre agua y tejido; del 5% entre agua y PLATO; y del 2% entre tejido y PLATO.

### Conclusiones

La buena concordancia con las medidas dosimétricas realizadas con film gafcrómico en planos laterales del maniquí permite validar el modelo MCNP5 desarrollado. El maniquí de placas asegura un posicionamiento reproducible de los sistemas de medida y del aplicador, lo que permite una mejor comparación con los cálculos MCNP5 o PLATO. En cualquier caso, el sistema está fuertemente ligado al aplicador utilizado, por lo que debería realizarse un diseño más funcional en el futuro con objeto de asegurar una mayor polivalencia. Las comparaciones entre los resultados obtenidos muestran que el programa PLATO hace una buena evaluación de las dosis para distancias superiores a 1 cm entre el punto de medida y la fuente; el efecto de blindaje del tubo intra-uterino no aparece más que para distancias muy cortas, del orden de 2 a 6 mm. Para distancias tan cortas, las medidas son muy difíciles de realizar. Esto se debe fundamentalmente al fuerte gradiente de dosis así como a la incertidumbre en el posicionamiento.



## Estudio de la reconstrucción del espectro primario de rayos X a partir de la simulación de detectores de semiconductor

QUEROL A. \*, GALLARDO S., RÓDENAS J., VERDÚ G.

Departamento de Ingeniería Química y Nuclear Universidad Politécnica de Valencia.

\* Correspondencia – C-e: anquevi@etsii.upv.es

**Palabras clave:** espectros de rayos X, Monte Carlo, germanio, silicio, telurio de cadmio, Tikhonov.

### Introducción

El presente trabajo pretende estudiar la idoneidad de tres detectores de semiconductor: Germanio, Silicio y Teluro de Cadmio para reconstruir el espectro primario de los equipos de radiodiagnóstico en distintos intervalos de energía. Para ello, se utiliza un método mixto experimental-Monte Carlo (MC) y un método de reconstrucción. Se ha utilizado el programa MCNP5 con el fin de simular todo el proceso físico que tiene lugar entre la fuente de rayos X, el espectrómetro y cada uno de los detectores. Tras un estudio previo de los métodos matemáticos de reconstrucción: el Modificado Truncado de Descomposición en Valores Singulares (MTSVD), el Amortiguado de Descomposición en Valores Singulares (DSVD) y el de Tikhonov, se ha escogido para el presente trabajo este último por ser el que mejor aproxima el espectro reconstruido al espectro teórico.

### Material y métodos

Para realizar el modelo de simulación se ha considerado una fuente puntual de rayos X obtenida a partir del catálogo de espectros IPEM 78, un espectrómetro Compton y los tres detectores mencionados: Germanio, Silicio y Teluro de Cadmio. Para la caracterización de los detectores se ha utilizado la resolución, en términos del ancho de pico a mitad de altura (FWHM) y la eficiencia. Para aplicaciones de mamografía se han considerado los espectros extraídos del IPEM 78 para ánodos de Rodio y Molibdeno y para otras aplicaciones de radiodiagnóstico, que requieren energías más elevadas de los rayos X, se ha considerado un ánodo de Tungsteno.

Para reconstruir el espectro primario de rayos X es necesario hallar la inversa de la matriz de respuesta del sistema espectrómetro-detector. Dicha matriz relaciona la distribución de impulsos en altura (PHD), registrada en el detector, con el espectro primario. En este trabajo, se estudian tres detectores de semiconductor, por lo que se obtienen tres matrices de respuesta. Dichas matrices se obtienen a partir del registro en los detectores de las PHDs de haces monoenergéticos. Debido a que las matrices obtenidas están mal condicionadas, debe aplicarse un método matemático de reconstrucción. Como ya se ha dicho, para este trabajo se ha escogido el método de Tikhonov. Uno de los parámetros clave para la aplicación de este método es la obtención del valor óptimo del parámetro de truncamiento, que se realiza mediante el criterio de la curva L.

### Resultados y discusión

Para obtener un estudio cuantitativo de la eficacia del método de reconstrucción se ha realizado el cálculo del error cuadrático medio (RMS) entre el espectro reconstruido y el teórico, así como el cálculo de los parámetros de calidad del espectro: 1ª y 2ª capa de hemirreducción (CHR), el factor de homogeneidad y la energía media del espectro.

En el caso del detector de Silicio para ánodos de Rodio y Molibdeno, el método produce una sobreestimación de las líneas características, que lleva consigo una disminución en el espectro continuo. Este hecho es más notable en el caso del ánodo de Molibdeno.

En el caso del detector de Germanio y Teluro de Cadmio para ánodo de Tungsteno, la principal diferencia entre el espectro reconstruido y el teórico reside en las líneas características del Tungsteno, sobre todo la línea  $k_{\beta}$ .

En cualquier caso, el valor de RMS no supera el 5% y del cálculo de los parámetros de calidad se obtiene un error relativo máximo no superior al 9%.

### Conclusiones

Se ha estudiado la eficacia del método de reconstrucción de Tikhonov para diferentes intervalos de energías utilizando tres tipos de detectores de semiconductor: Germanio, Silicio y Teluro de Cadmio.

A la vista de los valores de RMS y del error relativo obtenido para los parámetros de calidad del espectro, se puede decir que el método de Tikhonov junto con los tres detectores de semiconductor, presentan un buen comportamiento para la reconstrucción de espectros primarios de rayos X en todo el intervalo de energía estudiado (15-120 keV).

## Modelizado de la radiación dispersa del cabezal de un A.L.E. mediante una fuente extrafocal extendida gaussiana

QUINONES RODRÍGUEZ, L.A.\* , RICHARTE REINA, J.M, CASTRO RAMIREZ, I.J., IBORRA OQUENDO, M., ANGULO PAÍN, E., UREÑA LLINARES, A., LUPIANI CASTELLANOS, J., RAMOS CABALLERO, L.J.,

Hospital Universitario Puerta del Mar, Cádiz.

\* Correspondencia – C-e: luisangelquinones@yahoo.com

**Palabras clave:** radiación dispersa, factores de campo, filtro aplanador.

### Introducción

El filtro aplanador es la principal fuente de radiación dispersa en un acelerador, también hay una contribución importante del colimador primario y en un orden inferior de las cámaras monitoras y la colimación secundaria. Esta radiación dispersa del cabezal puede suponer hasta el 12% de la radiación que emite el acelerador y su caracterización mediante una fuente extrafocal extendida permite predecir valores para los factores de campo así como la forma de la penumbra de los perfiles de radiación, atendiendo a la parte de esta fuente virtual vista desde nuestro detector.

### Material y métodos

Vamos a caracterizar la radiación dispersa del cabezal de un acelerador PRIMUS MEVATRON de 6MV según una función gaussiana de intensidad dispersa ( $\Psi_{disp}$ ) relativa a la radiación directa ( $\Psi_0$ ), situada en el plano inferior del filtro aplanador. Dicha función cuenta con dos variables a calcular, la intensidad total  $A$  que emiten todas las fuentes de radiación dispersa y la desviación típica  $\sigma$  de la gaussiana.

$$\psi = \psi_0 + \psi_{disp}$$

$$\frac{\psi_{disp}}{\psi_0} = \iint_{\text{Vision del filtro aplanador desde el detector}} \frac{A}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{x^2+y^2}{2\sigma^2}} dx dy$$

Para el cálculo de  $\sigma$  integramos la ecuación 2 en toda la superficie del filtro aplanador y hacemos la suposición de que prácticamente toda la intensidad (el 98%) de la radiación dispersa que modelizamos mediante la función gaussiana se produce dentro del radio de este filtro aplanador. Para el cálculo de  $A$ , obtenemos los Factores de Campo en Aire teóricos en función de ella usando la expresión 2 y resolvemos una ecuación de mínimos cuadrados construida con las diferencias entre estos valores teóricos y los experimentales. Para esto, hemos hecho uso de las funciones de optimización disponibles en el software de cálculo numérico Scilab.

### Resultados y discusión

Los valores obtenidos para  $A$  y  $\sigma$  son respectivamente 0.12 (un 12% de dispersión total respecto a la radiación directa) y  $0.9 \text{ cm}^{-1}$ .

Atendiendo a la literatura, la forma de la gaussiana queda en segundo plano siendo lo realmente importante el área del filtro aplanador que ve nuestro detector. Esto se comprueba cuando variamos el valor de  $\sigma$ , así, cambios de un 10% en su valor producen variaciones menores de un 1% en los factores de campo teóricos. Con lo que la suposición que hicimos para el cálculo de  $\sigma$  que nos permitió calcular  $A$  posteriormente no es crítica. También es necesario aclarar que aunque físicamente situamos nuestra fuente de radiación dispersa a la altura del filtro aplanador, por ser la más importante, en ella están contenidas todas las demás fuentes ya que nuestros Factores de Campo en Aire experimentales no distinguen entre unas y otras sino que dan cuenta de todas ellas en su conjunto.

### Conclusiones

Hemos modelizado la radiación dispersa mediante una función gaussiana y obtenido un valor para la radiación dispersa total que coincide con los de la literatura. Este modelo nos permitirá obtener Factores de Campo en Aire para otros tamaños de campo y distancias SDD así como estudiar su influencia en las penumbras de los perfiles de radiación. También hemos comprobado que la forma de la gaussiana no es crítica ya que las variaciones de  $\sigma$  se traducen en variaciones de los Factores de Campo en Aire un orden de magnitud inferiores.

## Reducción de tiempo y automatización de las actividades rutinarias de planificación mediante el uso de macros

ALAMÁN, C.\* , PÉREZ-ALIJA, J., HERRERO, C., DEL REAL, R., OSORIO, J.L., ALMANSA, J.

Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada.

\* Correspondencia – C-e: carlos.alaman.sanchez@gmail.com

**Palabras clave:** macros, Pinnacle, Perl, planificación, optimización.

### Introducción

La utilización de macros en el planificador Adac Pinnacle<sup>3</sup> permite automatizar una gran parte de las actividades rutinarias en el proceso de planificación; desde las opciones de visualización y colocación de haces, hasta, entre otras posibilidades, el nombrado sistemático de los mismos y la exportación de los datos físicos y clínicos de la dosimetría. Esta automatización permite la reducción de los tiempos asociados al proceso de planificación así como una reducción de errores

El planificador Pinnacle permite la grabación, y posterior ejecución, de una macro formada por un conjunto de acciones. Esta solución, sin embargo, tiene varias deficiencias: a) no resulta posible personalizarlas; b) para una determinada patología tendremos a menudo que implementar varias macros sucesivas; c) la gestión y elección entre un gran número de macros tampoco resulta sencilla.

Para solucionar esto en Pinnacle también es posible la utilización de programas externos ya sean escritos en línea de comandos como sh, csh y ksh, o mediante el lenguaje Perl.

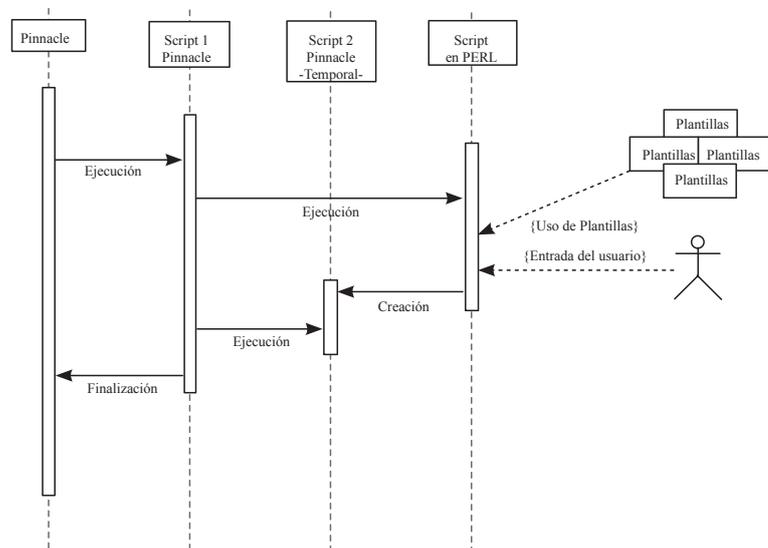
### Material y métodos

Se han creado, mediante la generación automática de macros de Pinnacle y su posterior edición manual, un conjunto amplio de macros (a partir de ahora “plantillas”) que engloben la generación de haces, junto con las opciones de nombrado, visualización, expansión de volúmenes y el cálculo de dosis para distintas patologías (entre ellas, ORL, Pulmón, Próstata, Recto, Mama, etc).

Estas plantillas se han modificado de tal forma que alguno de sus parámetros (tipo de máquina, tipo de energía, dosis de prescripción, fases de tratamiento, etc) se han dejado como parámetros libres para ser procesados posteriormente con un programa en Perl que interacciona con el usuario preguntándole por las parámetros citados más arriba.

En función de las selecciones hechas por el usuario el programa crea una nueva macro que será ejecutada inmediatamente.

En la figura se ve como se estructura el proceso de planificación con este esquema de trabajo. Desde el planificador ejecutamos una macro (Script 1 en la Gráfica 1) desde la lista de macros que, a su vez, llama al programa en Perl. Dicho programa interactúa con el usuario, recogiendo los datos necesarios para rellenar una plantilla. El proceso finaliza con la ejecución de la macro personalizada generada tras la ejecución del programa en Perl. Por último se procede a la modificación, optimización y validación por el radiofísico de la planificación obtenida.



**Gráfica 1.** Diagrama UML del flujo de ejecución.

### Resultados y discusión

El tiempo medio de cálculo para una patología determinada se ha reducido considerablemente al pasar de un sistema manual (de introducción de contornos, haces, dosis, ...) a otro automatizado en estas primeras fases de la planificación, a falta sólo de la revisión y optimización pertinentes. De igual manera, y gracias al proceso de automatización, el número de errores asociados al proceso de planificación disminuye mediante la implementación de las plantillas correspondientes para cada patología. El uso de las macros empleadas requieren, por otro lado, una normalización y consenso de los profesionales durante el proceso de planificación.

### Conclusiones

Este esquema de funcionamiento nos permite una interacción fluida y personalizada con el planificador para un conjunto amplio de patologías. Asimismo su utilización reduce drásticamente los errores asociados al proceso de planificación y los tiempos necesarios para realizar la misma.

## Programa de verificación del cálculo para un sistema de planificación de braquiterapia de alta tasa de dosis (PLATO)

ALMANSA, J.\*, ALAMÁN, C., PÉREZ-ALIJA, J., HERRERO, C., DEL REAL, R., OSORIO, J.L.

Hospital Universitario Virgen de las Nieves, Granada.

\* Correspondencia – C-e: jalmansa.lopez@gmail.com

**Palabras clave:** Unidades Monitor, Verificación, Braquiterapia, Planificación, Perl.

### Introducción

En nuestro centro se realizan tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis desde 2007. Los procedimientos realizados incluyen tratamientos intracavitarios ginecológicos así como intersticiales.

Los tratamientos se realizan con una fuente de Ir-192 de actividad entre 5 y 10 Ci de tal forma que pequeñas variaciones en los tiempos de tratamiento pueden provocar daños al paciente. Además el real decreto 1566/1998 sobre criterios de calidad en radioterapia establece la necesidad de verificar las unidades monitor o los tiempos de tratamiento en radioterapia externa así como en braquiterapia. Todo esto justifica la existencia de un sistema redundante de cálculo de dosis en braquiterapia que pueda poner de manifiesto cualquier anomalía presente.

En el pasado congreso de la ESTRO se presentó un programa realizado en el Hospital Puerta del Mar por uno de los autores. Este programa cumplía con estos requisitos pero en esta nueva versión y junto a diversas mejoras en el programa hemos solventado una deficiencia declarada en el algoritmo de cálculo.

### Material y métodos

Utilizamos la versión 14.2 del planificador de braquiterapia Plato Nucletron BPS junto con la fuente de Ir-192 v.2 del mismo fabricante. La parametrización de la fuente para nuestro programa de verificación de dosis la hemos tomado de los datos Monte Carlo de Daskalov. El software desarrollado se ha realizado utilizando PERL como lenguaje de programación lo cual le permite su ejecución desde el mismo sistema de planificación sin necesidad de exportación de las planificaciones a otros sistemas ni de la introducción manual de las posiciones de parada, puntos de dosis, etc. El programa captura automáticamente todos estos datos de la planificación localizando la planificación a verificar (siempre la última realizada) y necesitando únicamente la especificación del tiempo total de tratamiento como parámetro de entrada. Esto nos permite realizar una verificación del cálculo del sistema de planificación en escasos segundos.

Como resultados del programa obtenemos los valores de dosis para cada punto de prescripción y optimización de la planificación así como las diferencias numéricas con las dosis calculadas por Plato. De igual forma el programa nos proporciona valores estadísticos (promedio, desviación estadística, etc) de las diferencias encontradas que nos permiten una valoración directa de la exactitud del cálculo.

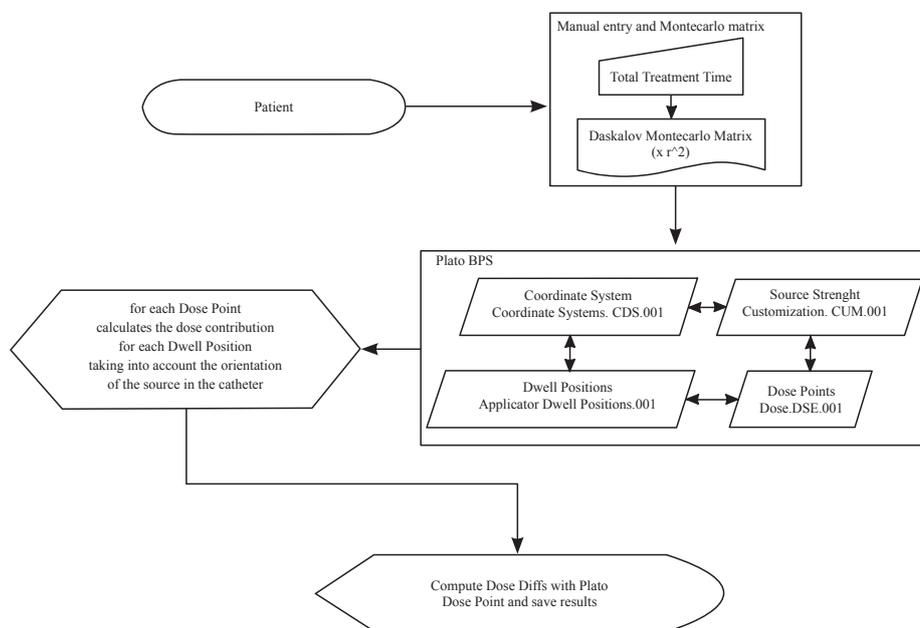
Como resultados del programa obtenemos los valores de dosis para cada punto de prescripción y optimización de la planificación así como las diferencias numéricas con las dosis calculadas por Plato. De igual forma el programa nos proporciona valores estadísticos (promedio, desviación estadística, etc) de las diferencias encontradas que nos permiten una valoración directa de la exactitud del cálculo.

### Resultados y discusión

La nueva versión implementada del algoritmo de cálculo de dosis permite mantener un promedio de desviaciones programa-Plato para los puntos de cálculo de dosis inferior a un 1% con una reducción significativa de la desviación estándar de este estadístico. Esta versión añade al cálculo la consideración de la orientación de la fuente, aproximada a partir de las sucesivas posiciones de parada de la fuente en cada catéter. Esto permite una reducción de las desviaciones estándar asociadas a las diferencias programa-Plato de valores superiores al 15-20%, con diferencias para algunos puntos superiores al 50%, a valores de desviación estándar menores del 1% con diferencias en las dosis en cada punto inferiores en general al 2%.

### Conclusiones

Presentamos un programa de verificación de las dosis calculadas por Plato ejecutable desde el mismo planificador, fácilmente integrable en la rutina clínica (por la rapidez de uso) y casi automático.



Esquema 1. Flujo e interacciones del Programa de cálculo.



## **Experiencia en la aplicación de las recomendaciones GEC-ESTRO. Prescripción de dosis y comparación con los puntos tradicionales de protocolo**

LLISO, F.<sup>1</sup>, TORMO, A.<sup>1</sup>, RODRÍGUEZ, S.<sup>2</sup>, SANTOS, M.<sup>2</sup>, ROLDÁN, S.<sup>1</sup>, NAVARRO, M.A.<sup>2</sup>, RICHART, J.<sup>2</sup>, CARMONA, V.<sup>1</sup>, MUÑOZ, M.<sup>1</sup>, PEREZ-CALATAYUD, J.<sup>1,2</sup>, BALLESTER, F.<sup>3</sup>, GRANERO, D.<sup>4</sup>, PUJADES, M.C.<sup>1</sup>, CAMACHO, C.<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radioterapia. Hospital La Fe, Valencia.

<sup>2</sup> Servicio de Radioterapia. Hospital Clínica Benidorm, Benidorm (Alicante).

<sup>3</sup> Departamento de Física Atómica Molecular y Nuclear. Universidad de Valencia, Valencia.

<sup>4</sup> Servicio de Radiofísica. ERESA-Hospital General de Valencia, Valencia.

\* Correspondencia – C-e: [cris.camacho.84@gmail.com](mailto:cris.camacho.84@gmail.com)

**Palabras clave:** braquiterapia, GEC-ESTRO, EMBRACE, MR T2, puntos H, EQD2.

### **Introducción**

En nuestros hospitales viene realizándose rutinariamente la planificación en braquiterapia basada en RM T2 siguiendo las recomendaciones de GEC-ESTRO, las cuales establecen que la dosis se debe especificar fundamentalmente al D90 de los CTVs, manteniendo dentro de tolerancia los D2cc de los OR. En este trabajo se comparan los resultados obtenidos en las dosis prescritas a los volúmenes frente a los puntos de protocolo (A-H recomendados por ABS, puntos de recto y vejiga del ICRU-38) para una muestra de pacientes.

### **Material y métodos**

Se han evaluado las planificaciones definitivas de 30 pacientes utilizando sonda y colpostatos (sin complemento intersticial), obteniéndose: D90 de HR-CTV e IR-CTV; dosis en puntos H; D2cc de recto, sigmoide y vejiga; dosis en puntos tradicionales de protocolo ICRU de recto y vejiga. Todos los valores de dosis se han evaluado en EQD2 utilizando un alfa/beta de 10 para los CTV, y de 3 para los OR.

### **Resultados y discusión**

Los resultados obtenidos (media, mediana y desviación estándar, en Gy) son los siguientes: D90 para HR-CTV (84.3, 85.5, 9), D90 para IR-CTV (64.6, 63.5, 5.4), punto H (74.3, 70, 10.6), D2cc vejiga (73.1, 76, 9.5), D2cc recto (59.6, 57, 7.1), D2cc sigmoide (59.9, 59.5, 6.1), ICRU Vejiga (80.4, 78.5, 18.7), ICRU recto (88.7, 83.5, 22). A su vez, la comparación entre los valores derivados de los HDV frente a los del protocolo tradicional han resultado: Cociente entre la dosis HR-CTV y puntos H (1.2, 1.1, 0.2), cociente entre D2cc vejiga y vejiga ICRU (0.9, 1, 0.2) y cociente D2cc recto y recto ICRU (0.7, 0.7, 0.2).

### **Conclusiones**

Para todos los casos las dosis D90 y D2cc han estado dentro de las referencias (EMBRACE). Generalmente los D90 han sido superiores a los puntos H. Queda evidente la disparidad entre puntos de protocolo y dosis volumétrica real.

## Evaluación de la perturbación de la malla mamaria TiLoop Bra en el proceso de planificación-tratamiento radioterápico

---

CAMACHO, C.<sup>1,\*</sup>, PUJADES, M.C.<sup>1</sup>, PÉREZ-CALATAYUD, J.<sup>1,2</sup>, LLISO, F.<sup>1</sup>, CARMONA, V.<sup>1</sup>, RICHART, J.<sup>2</sup>, BALLESTER, F.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Sección de Radiofísica en Radioterapia, Servicio de Radioterapia, Hospital La Fe, Valencia.

<sup>2</sup> Sección de Radiofísica en Radioterapia, Servicio de Radioterapia, Hospital Clínica Benidorm, Benidorm (Alicante).

<sup>3</sup> Departamento de Física Atómica Molecular y Nuclear, Universidad de Valencia, Valencia.

\* Correspondencia – C-e: [cris.camacho.84@gmail.com](mailto:cris.camacho.84@gmail.com)

**Palabras clave:** TiLoop Bra, malla; implante mamario, impacto dosimétrico, imagen CT.

### Introducción

En cirugía reconstructiva de mama, especialmente en pacientes que requieren radioterapia, se está empezando a utilizar una malla de polipropileno TiLoop Bra (PFM Medical) para fijación del implante mamario. Para asegurar su biocompatibilidad, la malla está recubierta de una fina capa de titanio, cuyo espesor varía entre los 30 y 50 nm.

El objetivo de este estudio es determinar el impacto dosimétrico de la malla TiLoop Bra en tratamientos radioterápicos de mama, así como su influencia tanto en la calidad como en la perturbación de los niveles de gris de la imagen radiográfica requerida para la planificación del tratamiento.

### Material y métodos

Se han medido los efectos de la malla en un perfil de dosis en tres regiones en un maniquí de agua sólida, usando películas radiocrómicas EBT2 (lote: A09171002) para fotones de 1,2 (Theratron Co-60), 6MV y 18MV (Precise SLi20). Las medidas fueron realizadas con la malla situada a una profundidad de 5 mm en el maniquí. Dos películas fueron colocadas en contacto con la malla, inmediatamente sobre y debajo de la misma, y una tercera película a una profundidad de 5 cm. La dosis prescrita fue de 2 Gy a la profundidad de 5 cm. Asimismo, se realizaron también medidas sin colocar la malla en el maniquí, con el fin de obtener las posibles diferencias de dosis en la irradiación con y sin malla.

A su vez, se ha diseñado un maniquí con una prótesis mamaria interna de gel cohesivo recubierta totalmente con la malla, para estudiar la influencia en la imagen CT (estudio CT adquirido con los parámetros: 120 kV, 130 mA, espesor de corte de 2 mm, distancia entre cortes de 2 mm).

### Resultados y discusión

En las tres regiones estudiadas, se ha observado una variación de la dosis absorbida usando la malla, respecto a la irradiación sin ella, menor del -1,5% para Co-60, y menor del -0,9% en 6 MV y 18 MV. Estas ligeras diferencias observadas entre la dosis absorbida con y sin malla pueden ser atribuidas a la incertidumbre inherente del uso de la propia película radiocrómica.

Por su parte, en el análisis de la imagen CT no se han observado artefactos asociados a la malla, ni variación significativa del número Hounsfield.

### Conclusiones

Se concluye que en la irradiación de la mama que porte la malla TiLoop Bra, el impacto dosimétrico debido a la capa de titanio es despreciable, así como su efecto en la calidad de la imagen radiográfica y en la posible perturbación de los niveles de gris de dicha imagen, importante en la planificación del tratamiento.

El presente trabajo ha sido parcialmente financiado por Sumedex S.A.

## Comparación dosimétrica entre TG-43 y cálculos Monte Carlo usando el aplicador Freiburg Flap para tratamientos de piel con braquiterapia HDR

VIJANDE, J.<sup>1</sup>, BALLESTER, F.<sup>1</sup>, GRANERO, D.<sup>2</sup>, PUJADES, M.C.<sup>3,\*</sup>, PEREZ-CALATAYUD, J.<sup>3,4</sup>, LLISO, F.<sup>3</sup>, CARMONA, V.<sup>3</sup>, CAMACHO, C.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Física Atómica Molecular y Nuclear, Universidad de Valencia, Valencia.

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica, Hospital General, Valencia.

<sup>3</sup> Sección de Radiofísica en Radioterapia, Servicio de Radioterapia, Hospital La Fe, Valencia.

<sup>4</sup> Sección de Radiofísica en Radioterapia, Servicio de Radioterapia, Hospital Clínica Benidorm, Benidorm (Alicante).

\* Correspondencia – C-e: mpuclau@gmail.com

**Palabras clave:** Freiburg Flap, braquiterapia HDR, TG-43, Monte Carlo, TPS.

### Introducción

El Freiburg Flap (FF) es un aplicador flexible que se utiliza en tratamientos de piel en Braquiterapia de alta tasa. Se trata de un plano de esferas de plástico de 1 cm de diámetro, conectadas entre sí mediante tubos flexibles separados 1 cm, y que se puede cortar a diferentes tamaños para adaptarse al área de tratamiento.

El objetivo de este trabajo es comparar la dosis administrada, tanto a la superficie de la piel como a la profundidad de prescripción (5 mm), obtenida usando los datos del TG-43 (en condiciones de dispersión total en el agua) con la obtenida usando cálculos Monte Carlo (MC) (teniendo en cuenta tanto el aire que rodea el FF, como su densidad y composición). De especial interés resulta la evaluación de la posible existencia del defecto de dispersión en la piel.

### Material y métodos

Se ha usado una malla de 5 cm × 5 cm, formada por esferas de silicona de 1 cm de diámetro. Se ha usado a su vez un maniquí cúbico de agua de dimensiones 30 × 30 × 30 cm<sup>3</sup>, rodeado de aire seco. Una de las partes del aplicador FF se encuentra en contacto directo con dicho maniquí. Se han almacenado los datos de dosis primaria y dosis dispersa, incluyendo las contribuciones debidas a los rayos X y fotones de frenado, mediante vóxeles de profundidad z = 0,25 mm y dimensiones x = y = 1 mm en el maniquí de agua, paralelas a los tubos del FF.

La fuente mHDR-v2 (Nucletron BV, Veenendaal, Holanda) se ha simulado como se describe en Daskalov et al. [Med. Phys., 25 (1998) 2200-2208]. Como punto de referencia y como kernel de dosis, fueron elegidas dos posiciones diferentes de la fuente: el punto medio de la esfera central, y entre las dos esferas centrales adyacentes. A su vez, se han realizado medidas experimentales utilizando películas radiocrómicas (RF).

Se aplicó el principio de superposición (SP) para comparar la distribución de la dosis según los cálculos del Sistema de Planificación (TPS) con datos de TG-43, con los obtenidos al aplicar SP pero usando kernels de dosis con posiciones de fuente individuales, como se describe anteriormente. De un plan de tratamiento optimizado se obtuvo la localización de la fuente con 35 posiciones diferentes. Los tiempos de permanencia de la fuente en cada posición fueron utilizados para calcular la distribución real de tasa de dosis, usando los kernels obtenidos previamente.

### Resultados y discusión

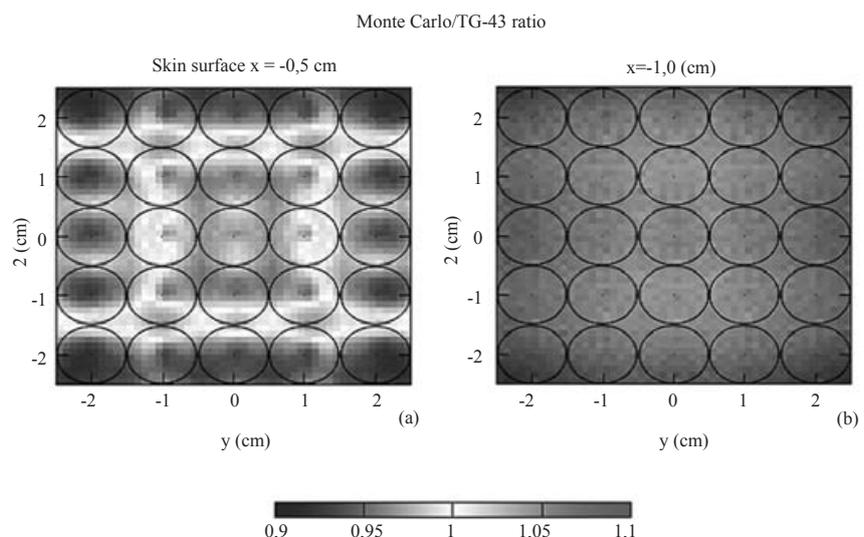
Las distribuciones de dosis obtenidas con MC y con RF son comparables, dentro de un 3%, en las cercanías de la fuente, lo que valida la simulación MC. En la superposición de kernels, el defecto de componente dispersa alcanza hasta un 15% cuando la fuente se localiza en el centro de la esfera, y hasta un 25% cuando la fuente se encuentra situada entre dos esferas.

La comparación del plan obtenido con TPS, con el calculado usando kernels se ilustra en la figura adjunta, la cual muestra el cociente entre las distribuciones de dosis obtenidas con TPS y las correspondientes con MC.

Las desviaciones máximas entre las distribuciones de dosis obtenidas con TPS y con MC son del orden de 4-6%, lo cual se encuentra dentro de los límites de tolerancia, tanto en la superficie como a 5 mm de profundidad (1 cm de posiciones de la fuente), que es la profundidad típica de prescripción.

### Conclusiones

Las desviaciones en las distribuciones de dosis para un tratamiento estándar calculadas con datos de TG-43, con respecto a las calculadas teniendo en cuenta la composición y la forma del FF y el aire circundante es inferior al 5%. Por lo tanto, esta simulación apoya la validez del TPS en la práctica clínica con el FF. El presente trabajo ha sido parcialmente financiado por Nucletron.



## Tratamiento de irradiación parcial de mama usando radioterapia de electrones modulados (MERT) en combinación con IMRT

PALMA, B.A.\*, UREBA, A., LEAL, A.

Universidad de Sevilla, Departamento de Fisiología Médica y Biofísica.

\* Correspondencia – C-e: bianey@us.es

**Palabras clave:** simulación Monte Carlo, MERT, APBI.

### Introducción

Las técnicas de irradiación parcial acelerada de mama (APBI) están siendo actualmente investigadas como una alternativa a la irradiación total de mama (WBI). La técnica APBI consiste en la irradiación del lecho tumoral, en un corto periodo de tiempo, basándose en la evidencia de recurrencias locales ocurriendo cerca de la localización del tumor primario. La dosis de prescripción (Dp) propuesta es de 38.5 Gy en 10 fracciones, dos veces al día. Las técnicas APBI incluyen braquiterapia, radioterapia intraoperatoria e irradiación externa. La irradiación externa, como por ejemplo la IMRT, se caracteriza por una alta homogeneidad en la distribución de la dosis, pero con una gran cantidad de volumen que recibe dosis bajas. La Radioterapia modulada de electrones (MERT) es una alternativa para reducir la irradiación de tejido normal manteniendo la homogeneidad de la dosis. Esto es posible debido a la rápida caída de la dosis en profundidad, característica de los electrones. En este trabajo, la técnica MERT es planificada considerando el uso del colimador multiláminas de fotones (xMLC), como elemento modulador, colocado a una SSD de 60 cm para evitar la dispersión de los electrones en aire. El uso del mismo colimador xMLC permite la planificación de tratamientos que combinen haces modulados electrones y fotones (MERT+IMRT). El objetivo de este trabajo es investigar la factibilidad de planificar tratamientos APBI usando las técnicas MERT o MERT+IMRT con un planificador basado en métodos Monte Carlo (CARMEN).

### Material y métodos

Cuatro casos susceptibles de ser tratados con APBI fueron planeados usando el sistema de planificación CARMEN, basado en simulaciones Monte Carlo. El contorno de estructuras (GTV, CTV, PTV, corazón, pulmón, mamas y 5 mm de piel), así como los límites de dosis para los tejidos normales, fueron establecidas de acuerdo a las recomendaciones del protocolo de la National Surgical Adjuvant Breast and Bowel Project and Radiation therapy Oncology group (NSABPB-39/RTOG0413). Los casos fueron planificados con MERT o en combinación con IMRT dependiendo de la profundidad de los volúmenes blanco. Los casos también fueron planificados con IMRT para comparar resultados. Se obtuvieron los histogramas dosis-volumen. Se calculó la dosis biológica equivalente (BED) con  $\alpha/\beta=3$ . La dosis uniforme equivalente (EUD) y la probabilidad de complicación del tejido normal (NTCP) fueron calculadas siguiendo la parametrización de Niemerko et al.

### Resultados y discusión

Todos los casos cumplieron el criterio del protocolo NSABPB-39/RTOG0413 para la cobertura del PTV, es decir, el 90% de la Dp cubre  $\geq 90\%$  del volumen del PTV. Todos los límites de dosis para los tejidos normales fueron totalmente satisfechos. La dosis que recibieron los tejidos normales en los casos planificados con MERT fue menor que la obtenida cuando son planificados con IMRT, excepto en el caso de piel y mama ipsi-lateral, en el que se aprecian pequeñas diferencias, pero cabe recordar que en ningún caso se sobrepasaron los límites de tolerancia establecidos. El número total de unidades monitor fue menor para los tratamientos planificados con MERT que con IMRT.

La EUD promedio fue igual a 56.3 Gy. Los valores de NTCP calculados fueron igual a 0% para pneumonitis, pericarditis y fibrosis.

La dosis en piel podría parecer un problema al ser ligeramente mayor a la obtenida con la IMRT, pero al comparar estos valores con los obtenidos con técnicas más sofisticadas como la protonterapia, se observa que la técnica de MERT proporciona valores menores a los reportados en la literatura y por lo tanto tolerados, lo que haría posible su aplicación clínica.

### Conclusiones

La técnica MERT mejora los planes de tratamiento de APBI manteniendo una buena cobertura del volumen blanco reduciendo la dosis a los tejidos normales, especialmente a corazón y pulmón, por lo que su aplicación sería de gran ventaja en los casos en que se trate la mama izquierda, o aquellos en que los órganos estén muy comprometidos. Además el uso del colimador multiláminas de fotones, ya de por sí instalado en los aceleradores actuales, permite la fácil implementación de la técnica y el uso de haces combinados de electrones y fotones ampliando el uso de la técnica a lesiones más profundas.



## Optimización de dosis basada en programación lineal implementada en un sistema para la planificación de tratamiento en Monte Carlo

---

UREBA, A. \*, PALMA, B.A., LEAL, A.

Universidad de Sevilla, Departamento de Fisiología Médica y Biofísica.

\* Correspondencia – C-e: aureba@us.es

**Palabras clave:** simulación Monte Carlo, programación lineal.

### Introducción

Desarrollar un método de optimización más eficiente, en relación al tiempo, basado en programación lineal (LP, del inglés Linear Programming), diseñado para la implementación de una función de penalización multiobjetivo que permite también una solución simultánea en situaciones de boost integrado (SIB, del inglés Simultaneously Irradiated Boost) considerando dos volúmenes blancos a la vez.

### Material y métodos

CARMEN es un sistema Monte Carlo para la planificación de tratamientos (MCTP, del inglés Monte Carlo Treatment Planning), desarrollado por nuestro grupo para ser aplicado especialmente en resolver tratamientos en haces modulados de electrones y fotones. Tras especificar las estructuras en el CT, las energías y los ángulos de incidencia, el proceso de optimización consta de dos etapas. La primera etapa consiste en un cálculo heurístico de la dosis a partir de los beamlets seleccionados por un criterio basado en la perspectiva del haz (BEV, del inglés beam eye view) para encontrar la distribución de dosis deseada. La solución de los beamlets se agrupan para formar segmentos mediante un secuenciador desarrollado por el grupo. La segunda etapa consiste en la búsqueda de pesos de los segmentos teniendo en cuenta la influencia del colimador multiláminas (MLC, multileaf collimator) sobre la distribución de la dosis. El método de optimización utiliza una configuración LP. Una función de penalización multiobjetivo que evita caer en mínimos locales, al mismo tiempo, es posible distinguir el cálculo de dosis en cada voxel lo que permite reducir el problema inicial a un problema representativo del mismo. Además, la modelización LP permite considerar más de un blanco a la vez, como en los casos de tratamientos de SIB. Se han evaluado varios casos que requieren técnicas de modulación del haz, comparando los histogramas dosis-volumen obtenidos por CARMEN/LP con los DVHs obtenidos a partir de una solución de un método convencional de optimización.

### Resultados y discusión

Los DVHs obtenidos por CARMEN/LP mostraron ser clínicamente aceptables e incluso para algunas situaciones fueron mejores que las obtenidas por la aproximación convencional. Para todos los casos el tiempo necesario para la optimización fué significativamente más corto. Un proceso de reducción podría haber conseguido incluso menores tiempos manteniendo la bondad de las soluciones.

### Conclusiones

La formulación mediante la programación lineal puede ser un buen aliado para convertir MCTP en una alternativa real para tratamientos complejos donde es necesaria una mayor precisión del cálculo de la dosis. En este sentido, MCTP con LP proporciona una solución final precisa y confiable en un tiempo computacional suficientemente operativo como para ser utilizado en la práctica diaria.

## Simulación del espectro de neutrones producido por un haz de radioterapia de alto voltaje en el interior de un maniquí antropomórfico

---

GONZÁLEZ-SOTO, X.<sup>1,\*</sup>, AMGAROU, K.<sup>2</sup>, LAGARES, J.I.<sup>3</sup>, MUÑIZ, J.L.<sup>3</sup>, MENDEZ, R.<sup>3</sup>, EXPÓSITO, M.R.<sup>4</sup>, GÓMEZ, F.<sup>1</sup>, DOMINGO, C.<sup>2</sup>, SÁNCHEZ-DOBLADO, F.<sup>4,5</sup>

<sup>1</sup> Dpto. de Partículas, Área de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Univ. Santiago Compostela, Spain.

<sup>2</sup> Dpto. de Física, Univ. Aut. Barcelona, Barcelona, Spain.

<sup>3</sup> Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT), Madrid, Spain.

<sup>4</sup> Dpto. de Fisiología Médica y Biofísica, Univ. Sevilla, Sevilla, Spain.

<sup>5</sup> H. Virgen Macarena, Sevilla, Spain.

\* Correspondencia – C-e: suso\_gs@hotmail.com

**Palabras clave:** Dosimetría de neutrones, Dosis periférica, Protección del paciente, Monte Carlo.

### Introducción

La evolución de la radioterapia tiene el objetivo de lograr un mejor confinamiento de la dosis alrededor del blanco clínico. Por ello parece necesario a día de hoy desarrollar métodos adicionales para proporcionar una adecuada protección radiológica al paciente, de modo que se consiga una evaluación óptima del tratamiento, teniendo en cuenta también la dosis impartida fuera del campo. En concreto, la contaminación de neutrones en haces de fotones de alta energía es todavía un tema de debate e investigación. Nuestro proyecto persigue proporcionar un método universal para estimar la dosis depositada por neutrones en los pacientes, utilizando un maniquí antropomórfico. Tanto la respuesta de los detectores como su efectividad biológica relativa tienen una fuerte dependencia con el espectro energético de aquéllos; por este motivo, una serie de simulaciones fueron realizadas para calcular el espectro de la fluencia de neutrones en 16 puntos representativos, dentro del maniquí antropomórfico NORMA para un tratamiento completo de radioterapia.

### Material y métodos

Las simulaciones fueron realizadas utilizando el código MCNPX-2.6.0. El cálculo de los espectros de neutrones para cada incidencia del haz fue realizado en un sólo archivo por simulación, que incluía la sala de tratamiento, el maniquí y el linac. Para obtener el espectro de fotoneutrones del acelerador PRIMUS más realista posible, se utilizó la información más actualizada y precisa de la geometría y composición del mismo, obtenida de las hojas de datos de Siemens. Además, dado que la producción de fotoneutrones depende fuertemente de la energía nominal del haz de electrones primario, un proceso completo de comisionado fue llevado a cabo, utilizando medidas de dosis lateral y en profundidad en una cuba de agua, y de fluencia de neutrones rápidos en sala.

### Resultados y discusión

Los resultados obtenidos son satisfactorios: los espectros de fotoneutrones en puntos superficiales muestran componentes rápida y térmica, mientras que en puntos más profundos la componente rápida se hace mucho menos importante. Además, la magnitud de los valores calculados para fluencia de neutrones térmicos en el maniquí concuerda bien con los obtenidos experimentalmente utilizando TLDs.

### Conclusiones

Las simulaciones proporcionan valores realistas de los espectros de energía de la fluencia de neutrones en 16 puntos de un maniquí antropomórfico, que pueden ser utilizados para inferir el equivalente de dosis neutrónica en estos puntos a partir de medidas experimentales de la fluencia de neutrones. Estos valores de fluencia en el maniquí pueden a su vez ser relacionados con medidas de la fluencia de neutrones térmicos en la sala, proporcionándonos de este modo un método universal para estimar la dosis depositada por neutrones en el paciente.

## Dependencia de la fluencia térmica de neutrones en el tamaño del búnquer en instalaciones de radioterapia

GONZÁLEZ-SOTO, X.<sup>1,\*</sup>, AMGAROU, K.<sup>2</sup>, LAGARES, J.I.<sup>3</sup>, EXPÓSITO, M.R.<sup>4</sup>, GÓMEZ, F.<sup>1</sup>, DOMINGO, C.<sup>2</sup>, SÁNCHEZ-DOBLADO, F.<sup>4,5</sup>

<sup>1</sup> Dpto. de Partículas, Área de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Univ. Santiago Compostela, Spain.

<sup>2</sup> Dpto. de Física, Univ. Aut. Barcelona, Barcelona, Spain.

<sup>3</sup> Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT), Madrid, Spain.

<sup>4</sup> Dpto. de Fisiología Médica y Biofísica, Univ. Sevilla, Sevilla, Spain.

<sup>5</sup> H. Virgen Macarena, Sevilla, Spain.

\* Correspondencia – C-e: suso\_gs@hotmail.com

**Palabras clave:** Dosimetría de neutrones, Dosis periférica, Protección del paciente, Monte Carlo.

### Introducción

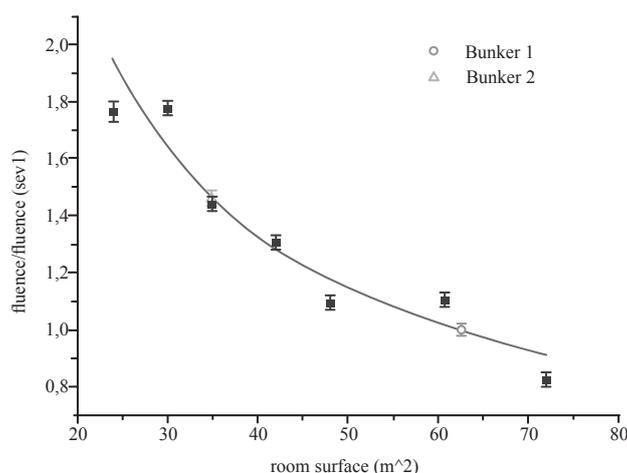
El proyecto persigue inferir la dosis depositada por neutrones en el paciente bajo tratamiento de radioterapia, a partir de una medida de la fluencia de neutrones térmicos en un punto seleccionado dentro de la sala de tratamiento. Estos neutrones térmicos se originan cuando los neutrones rápidos producidos dentro del cabezal del linac son moderados, principalmente en los muros del búnquer, y su fluencia depende tanto del volumen de la sala como de su geometría. Por lo tanto, mientras la dosis en el paciente permanece casi constante, la fluencia de neutrones observada dentro de la sala de tratamiento podría variar significativamente, de modo que es necesario tener en cuenta este efecto. Sin embargo, las salas de tratamiento no suelen tener formas o tamaños muy diferentes, por lo que podemos suponer que la variación de la fluencia de neutrones térmicos será pequeña. Además, si calculamos la relación entre esta fluencia y el tamaño para una serie de salas de tratamiento genéricas, podemos utilizar la expresión obtenida para corregir los resultados experimentales.

### Material y métodos

Las simulaciones fueron realizadas utilizando el código MCNPX-2.6.0. La geometría de nueve salas diferentes, incluyendo el búnquer 1 (muy grande) y el búnquer 2 (muy pequeño) del H.U.V.M. de Sevilla fueron modeladas; todas tenían la misma altura pero diferentes formas, y sus tamaños cubrían completamente el rango típico para salas de tratamiento. La fluencia de neutrones térmicos por partícula primaria producida por un linac Siemens de 15 MV -cuya geometría y materiales fue asimismo cuidadosamente considerada- fue calculada en un punto situado a 20 cm de la pared opuesta al linac, en el eje del gantry (la ubicación habitual para el detector de neutrones).

### Resultados y discusión

Los resultados, normalizados al valor en el búnquer 1 de Sevilla, se muestran en la figura. Se realizó un ajuste de los mismos a una función de la forma  $y=P1+P2/x$ , siendo  $y$  la fluencia de neutrones térmicos normalizada y  $x$  la superficie del suelo de la sala (sin contar el laberinto). Dado que una de las dimensiones (altura) cambia muy poco entre salas diferentes, parece lógico pensar que la fluencia tiene una componente fija y otra que varía con las otras dos dimensiones de la sala. Si usamos la expresión resultante del ajuste para calcular el cociente de fluencias entre los búnqueres 1 y 2 en Sevilla obtenemos un valor de 1.46, muy similar al valor de 1.43 medido experimentalmente.



### Conclusiones

Las simulaciones muestran que el comportamiento de la fluencia de neutrones térmicos en salas de tratamiento al variar el tamaño de la misma es el esperado; la expresión obtenida para este comportamiento puede ser utilizada para corregir las medidas de fluencia de neutrones térmicos obtenidas con el detector digital y realizadas en salas distintas, con la finalidad de determinar la dosis del paciente.



# Área 07

## Efectos biológicos de la radiación

Efectos adversos del uso con las radiaciones

Riesgos de la exposición prenatal

Radiobiología, biología molecular, efectos genéticos y celulares

Radiobiología Clínica

Efectos tisulares y orgánicos. Efectos deterministas

Efectos estocásticos: epidemiología

Modelos de análisis y evaluación de los efectos sobre la salud

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





Entropía de Tsallis y dosis de aniquilación crítica: una nueva visión del problema radiobiológico . . . . .	391
Sotolongo Grau, O., Rodríguez Pérez, D., Antoranz, J.C.	
Explorando los límites en los efectos de dosis-volumen: radioterapia con minihaces . . . . .	392
Prezado, Y., Le Duc, G., Gil, S., Deman, P., Gomez, F., Sabes, M., Sarun, S.	
Ensayo biológico simplificado de dispersión de cromatina para la determinación de dosis absorbida de radiación ionizante . . . . .	393
Galaz, S., Pérez, G., Stockert, J.C., Blázquez-Castro, A.	
Genoprotección química y criterio ALARA: reduciendo también el daño biológico tan bajo como sea razonablemente posible. . . . .	394
Alcaraz Baños, M., Castillo Sánchez, J., Benavente García, O., Alcaraz Saura, M., Achel, D.G., Pérez Ángel, F., Armero Barranco, D.	
Apigenina potásica: una molécula prometedora en radioprotección . . . . .	396
Alcaraz Baños, M., Castillo Sánchez, J., Benavente García, O., Alcaraz Saura, M., Achel, D.G., Vicente Ortega, V., de las Heras González, M.	
Control y seguimiento de aparición de efectos deterministas en procedimientos intervencionistas cardíacos. Niveles de acción . . . . .	398
García Castañon, P., Rodríguez Martín, G., España López, M.L., Vega Román, C., Bermúdez Luna, R., Fernández Bedoya, V.	
Presentación del proyecto EPI-CT: Estudio de cohorte de niños con exposición médica diagnóstica substancial a radiaciones ionizantes . . . . .	399
Bosch de Basea, M., Cardis, E., Vrijheid, M.	
Dosimetría biológica como técnica de confirmación de sobreexposiciones a radiaciones ionizantes, en apoyo a la vigilancia médica de los trabajadores expuestos. . . . .	400
Almonacid, M., Montoro, A., Soriano, J.M., Gras, P., Sebastía, N., Montoro, A., Navarro, M., Villaescusa, J.I.	
Los biomarcadores de las radiaciones ionizantes . . . . .	401
Pernot, E., Cardis, E.	
Dosis interna acumulada de uranio natural en trabajadores de la industria química y del metal . . . . .	402
Capelo, R., García, M.A., Jara, R., Galisteo, R., Díaz-Santos, M., Caballero, F.J., Pereira, A., De la Rosa, J., García, T., Gómez-Ariza, J.L., Alguacil, J.	



## Entropía de Tsallis y dosis de aniquilación crítica: una nueva visión del problema radiobiológico

SOTOLONGO GRAU, O., RODRÍGUEZ PÉREZ, D., ANTORANZ, J.C.\*

Depto. Física Matemática y de Fluidos, UNED, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: jcantoranz@dfmf.uned.es

**Palabras clave:** radiobiología, entropía de Tsallis, no extensividad, dosis letal, modelo LQ.

### Introducción

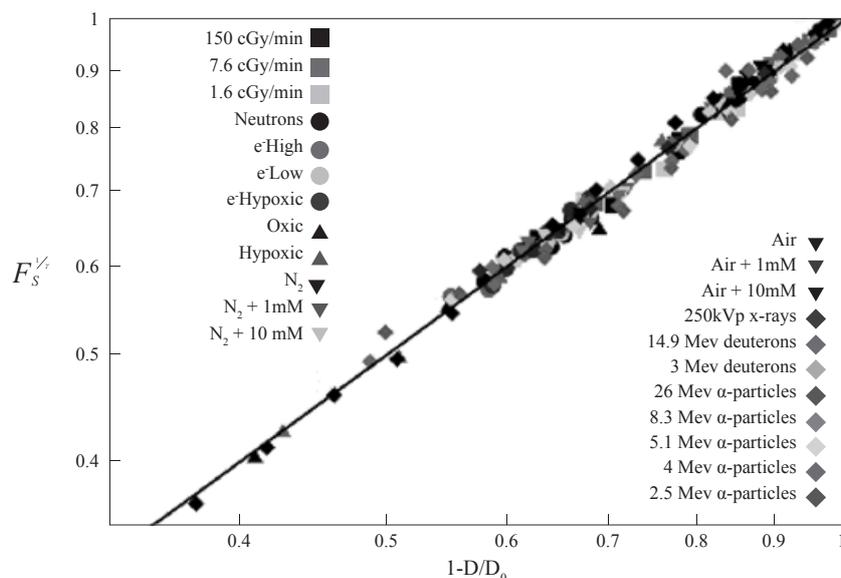
Un objetivo de la radiobiología es encontrar la fracción de células supervivientes tras la administración de una dosis de radiación. Esta cantidad depende de la energía depositada en el tejido y la secuencia de administración. En el modelo radiobiológico más simple (modelo lineal) la fracción de supervivencia,  $F_s$ , es la probabilidad acumulada de supervivencia celular y cumple la propiedad de la aditividad: la fracción de supervivencia tras la administración de varias dosis es equivalente a la fracción de supervivencia tras la administración de una única dosis suma de ellas. El modelo LQ, utilizado en la clínica, pierde esta aditividad, discrepando notablemente de los resultados experimentales obtenidos para valores elevados de la dosis.

El objetivo de este trabajo es presentar un modelo radiobiológico basado en unas mínimas hipótesis físicas que incluya los modelos conocidos como casos particulares, permitiendo definir operaciones de adición de dosis y multiplicación de probabilidades de supervivencia que se ajuste a los datos experimentales.

### Material y métodos

La fracción más probable de células supervivientes se obtiene cuando es máxima la entropía, en este caso, en su definición introducida por C. Tsallis, y sujeta a la condición de existencia de una dosis crítica  $D_0$  para la cual el tejido es destruido. De este modo se llega a la expresión:  $F_s = (1-D/D_0)^\gamma$ , que es la *ley de aniquilación crítica* en las proximidades de la dosis  $D_0$ , para un tejido y una radiación caracterizados por el exponente  $\gamma$ .

### Resultados y discusión



Interpretando esta expresión como la que describe una transición de fase, es posible definir una forma universal (línea recta) de comportamiento de  $F_s$  en función de dos parámetros (al igual que el modelo LQ) que caracterizan al tejido y al tipo de energía depositada ( $\gamma$ ,  $D_0$ ).

### Conclusiones

El modelo aquí presentado engloba los resultados existentes para dosis bajas (modelo LQ aplicable) y altas (modelo LQ no aplicable) de radiación ionizante aplicada a diferentes tejidos. El excelente colapso de los datos experimentales extraídos de la literatura sobre la recta universal predicha por el modelo, avalan la validez de éste. No obstante se hace necesario diseñar y realizar experimentos que determinen los coeficientes  $D_0$  (dosis crítica de aniquilación) y  $\gamma$  (exponente característico del tejido).

### Bibliografía

Sotolongo-Grau, O., Rodríguez-Pérez, D., Antoranz, J.C., Sotolongo-Costa, O. (Oct 2010). "Tissue radiation response with maximum Tsallis entropy". *Phys. Rev. Lett.* 105(15):158105.

## Explorando los límites en los efectos de dosis-volumen: radioterapia con minihaces

PREZADO, Y.<sup>1,\*</sup>, LE DUC, G.<sup>1</sup>, GIL, S.<sup>4</sup>, DEMAN, P.<sup>1,2,3</sup>, GOMEZ, F.<sup>5</sup>, SABES, M.<sup>4</sup>, SARUN, S.<sup>1</sup>

<sup>4</sup> ID17 Biomedical Beamline, European Synchrotron Radiation Facility (ESRF), Grenoble, France.

<sup>5</sup> INSERM U836, team 6 Institut Neurosciences, Grenoble, France.

<sup>6</sup> Université Joseph Fourier, Grenoble, France.

<sup>7</sup> Centro de estudios en Biofísica, Univ. Autónoma de Barcelona, Barcelona, Spain.

<sup>8</sup> Universidad de Santiago de Compostela, Spain.

\* Correspondencia – C-e: prezado@esrf.fr

**Palabras clave:** radioterapia con minihaces, efectos dosis-volumen, radiobiología, gliomas, curvas de dosis-respuesta.

### Introducción

El objetivo de la radioterapia es depositar una dosis terapéutica de radiación ionizante en el tumor sin exceder las tolerancias de los tejidos sanos circundantes. Existen cierto tipo de tumores particularmente radioresistentes, como los gliomas, para los cuales las curvas de dosis-respuesta del control tumoral y de las complicaciones en los tejidos normales se hallan muy próximas, resultando en sólo tratamientos paliativos. Esta limitación es particularmente severa en el caso de los tumores cerebrales y, especialmente importante en el caso de los niños, por el alto riesgo de problemas en el desarrollo del sistema nervioso central. Asimismo, el tratamiento de tumores próximos a un órgano de riesgo, como la espina dorsal, se ve severamente restringido.

El tipo de haz (fotones, electrones, protones, etc.), la energía, el modo de deposición de dosis (esquema de fraccionamiento, tasa de dosis, distribución espacial, etc.) tienen un impacto directo en los efectos biológicos de la radiación. La modificación de alguno de dichos parámetros implica una respuesta biológica diferente y puede dar lugar a un desplazamiento de la curva de dosis-respuesta de los tejidos sanos hacia dosis mayores, abriendo de este modo la ventana terapéutica para gliomas. Esta idea es la base del desarrollo de una nueva técnica de radioterapia en la Línea Biomédica en la Instalación Europea para Radiación Sincrotrón (ESRF): radioterapia con minihaces (MBRT). Esta técnica presenta características diferenciales con respecto a los métodos convencionales:

1. La irradiación se lleva a cabo empleando tamaños de campo sub-milimétricos, explorando los límites de lo que se llaman efectos de dosis-volumen: a menor tamaño de campo, mayores son las tolerancias de los tejidos sanos.
2. Se emplea un fraccionamiento espacial de la dosis: se depositan altísimas dosis (> 50 Gy) en una fracción empleando haces paralelos.
3. El espectro de energía empleado tiene una energía media de 100 keV.
4. Se han empleado altísimas tasas de dosis (> 5000 Gy/s) hasta el momento, aunque no son esenciales, por lo que es conceptualmente posible extender esta técnica fuera de las fuentes de radiación sincrotrón hacia hospitales modificando equipamiento generador de rayos X existente. El coste económico sería mucho menor que el de los aceleradores lineales empleados en los hospitales hoy en día.

### Material y métodos

Las exposiciones se han llevado a cabo en el ESRF empleando radiación sincrotrón. La dosis depositada se determinó tanto teóricamente (simulaciones Monte Carlo) como experimentalmente (películas gafchrómicas). Para el análisis de los estudios in vitro se emplearon citometría de flujo y test metabólico. En las investigaciones in vivo se analizaron las curvas de supervivencia, imágenes por resonancia magnética y los estudios histológicos.

### Resultados y discusión

Los resultados de los primeros experimentos (in vitro e in vivo) llevados a cabo muestran que estas características diferenciales permiten abrir la ventana terapéutica para gliomas: se han observado unas dosis de tolerancias extremadamente altas del cerebro de ratas a MBRT unidas a un incremento de un factor tres en la supervivencia media de las ratas con glioma sometidas a MBRT. Las reducidas penumbras hacen de MBRT el mejor candidato para emplearse en micro-radiocirugía para el tratamiento de enfermedades como la epilepsia, sin efectos secundarios significativos.

### Conclusiones

Los prometedores resultados obtenidos indican que MBRT podría permitir el uso de dosis más altas que las empleadas hoy en día en la clínica y, por tanto, potencialmente curativas en casos clínicos donde la tolerancias de los tejidos sanos constituyen una limitación para la terapia convencional. Las futuras aplicaciones clínicas serán discutidas.



## Ensayo biológico simplificado de dispersión de cromatina para la determinación de dosis absorbida de radiación ionizante

GALAZ, S.<sup>1,\*</sup>, PÉREZ, G.<sup>1</sup>, STOCKERT, J.C.<sup>2</sup>, BLÁZQUEZ-CASTRO, A.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Centro de Estudios en Ciencias Radiológicas, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Tarapacá. Arica – Chile.

<sup>2</sup> Departamento de Biología, Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de Madrid. Madrid 28049, España.

\* Correspondencia – C-e: sergio\_galaz@yahoo.es / sgalaz@uta.cl

**Palabras clave:** radiación ionizante, daño al ADN, dispersión de cromatina, dosimetría biológica.

### Introducción

Existen diversas técnicas de laboratorio para la determinación biológica del daño citogenético. Los métodos biológicos más utilizados son: el ensayo de micronúcleos (Steffler et al. 1998, An and Kim 2002), frecuencia de aberraciones cromosómicas y “DNA breakage detection-FISH” (DBD-FISH) (Léonard et al. 2005), ensayo Cometa (Stoilov et al. 2007) y recientemente el ensayo de dispersión de cromatina de espermatozoides (SCDt) (Fernández et al. 2003), utilizado para cuantificar la capacidad fecundativa de espermatozoides humanos, que detecta daño en el ADN. Actualmente, la producción de halos nucleares por métodos para dispersión cromatínica es un buen procedimiento para el análisis nuclear por hibridación *in situ* (Wiegant et al. 1992, Gerdes et al. 1994), para detectar apoptosis, fragmentación de ADN y tipos de muerte celular en cultivos celulares (Fernández et al. 2005, Enciso et al. 2006). Se acostumbra visualizar los halos nucleares por microscopía de fluorescencia usando yoduro de propidio, bromuro de etidio o DAPI (Gerdes et al. 1994, Sestili et al. 2006). Utilizando como base esta técnica y un protocolo modificado del ensayo rápido del halo (fast halo assay [FHA], Sestili et al. 2006), se ha desarrollado un método simplificado que permite cuantificar el daño citogenético inducido por radiación ionizante (Ensayo de Dispersión de Cromatina en frotis fino de agarosa), el cual permite visualizar los halos, tras una tinción para microscopía de campo claro o de fluorescencia y correlacionar el cociente: área total ocupada por el halo más núcleo/ núcleo celular (índice halo-núcleo [IHN]), con la dosis de radiación administrada.

### Material y métodos

El modelo biológico elegido fue sangre periférica de pollo, por su fácil manejo y la gran cantidad de células nucleadas que provee (eritrocitos), con igual cantidad de contenido de ADN, estructura y estado fisiológico de la cromatina. Las muestras fueron obtenidas por extracción venosa de la región interna del ala e inmediatamente mezcladas con 1 mM de ácido etilendiamino tetraacético (EDTA) en buffer fosfato salino (PBS). Las muestras de sangre diluida en PBS-EDTA, fueron sometidas a diferentes dosis de radiación ionizante (rayos X de 6 MV) a una tasa de dosis de 0,693 cGy/UM. Las dosis administradas fueron: 1, 3 y 5 Gy. La irradiación fue a temperatura ambiente y luego puestas en hielo nuevamente. Para el control positivo de daño al ADN (rotura de cadenas), muestras de sangre en idénticas condiciones fueron tratadas con peróxido de hidrógeno (H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>) a 0,44, 0,88 y 1,76 mM. El procesamiento para la dispersión de la cromatina fue realizado según el protocolo FHA (Sestili et al. 2006), ligeramente modificado, tanto sobre muestras no tratadas como en tratadas con H<sub>2</sub>O<sub>2</sub> (control positivo) y con radiación ionizante. Después de mezclar la muestra con agarosa de bajo punto de fusión al 2% en PBS y a 37 °C, se realizó un frotis fino sobre portaobjetos pretratados con polisina y dejados gelificar a 4 °C por 15 minutos. Entonces los portaobjetos fueron sumergidos en NaOH 0,3 M en PBS por otros 15 minutos a 4 °C. Finalmente, fueron lavados con agua destilada y dejados secar a temperatura ambiente por 24 horas. La presencia de halos fue evaluada bajo microscopía de fluorescencia (tinción con bromuro de etidio) y en microscopía de campo claro (tinción con eosina-azul de metileno según Wright). Las observaciones microscópicas se registraron con cámara digital y las imágenes fueron procesadas con el software de dominio público “Image J v.1.43u”. El análisis cuantitativo se realizó midiendo el área del halo, del núcleo y del área total de halo más núcleo, en 100 células para cada condición experimental y se calculó el “índice halo-núcleo” (IHN, área total/área núcleo).

### Resultados y discusión

Las imágenes obtenidas tanto en microscopía de fluorescencia como en campo claro, tras aplicar diferentes dosis de radiación ionizante a muestras de sangre periférica de pollo, muestran la presencia de halos de cromatina dispersa rodeando a los núcleos. Las muestras control (muestras no sometidas a ningún tratamiento), presentan imágenes de halos muy pequeños o sin halos en torno a los núcleos, mientras que las muestras de control positivo (sangre más H<sub>2</sub>O<sub>2</sub>) muestran la presencia de halos, evidenciando el daño al ADN inducido por este agente químico. Un comportamiento similar se observa en las muestras irradiadas con rayos X. Se puede observar que a medida que aumenta la dosis absorbida de rayos X, aumenta también el área total ocupada por el halo formado (área de halo más núcleo), pero el área de sólo núcleo permanece relativamente constante o disminuye progresivamente con el aumento de la dosis. Al correlacionar el IHN con la dosis absorbida, se observa un alto grado de linealidad (R=0,991) en microscopía de campo claro. A diferencia de lo observado con otras técnicas (Fernández et al. 2005, Enciso et al. 2006, Cortés-Gutiérrez et al. 2007), en las que el tamaño del halo es inversamente proporcional al daño inducido en el ADN, nuestros resultados muestran una relación directamente proporcional entre daño genotóxico y tamaño del halo formado, disminuyendo los tiempos de ejecución y coste final del ensayo, además de requerir sólo un frotis fino con lo que se elimina la necesidad de cubreobjetos y la pérdida de muestra por la fragilidad de las preparaciones.

### Conclusiones

El protocolo descrito para la dispersión de cromatina en frotis de agarosa, utilizando como base el ensayo rápido del halo (FHA), es capaz de discriminar el daño radioinducido en el ADN con dosis de rayos X tan bajas como entre 1 y 5 Gy. El procesamiento de las imágenes digitales obtenidas en microscopía de campo claro con un software gratuito (Image J v.1.43u) supone una propuesta nueva y simple en dosimetría biológica, de baja complejidad y escaso costo.

## Genoprotección química y criterio ALARA: reduciendo también el daño biológico tan bajo como sea razonablemente posible

ALCARAZ BAÑOS, M.<sup>1</sup>, CASTILLO SÁNCHEZ, J.<sup>4</sup>, BENAVENTE GARCÍA, O.<sup>4</sup>, ALCARAZ SAURA, M.<sup>1</sup>, ACHEL, D.G.<sup>5,\*</sup>, PÉREZ ÁNGEL, F.<sup>3</sup>, ARMERO BARRANCO, D.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Departamentos de Radiología y Medicina Física. Universidad de Murcia. Murcia.

<sup>2</sup> Enfermería. Universidad de Murcia. Murcia.

<sup>3</sup> Servicio de Medicina Nuclear, Hospital General Universitario, Ciudad Sanitaria “Virgen de la Arrixaca”, EL Palmar (Murcia).

<sup>4</sup> Departamento de I+D Nutrafur Español. Murcia.

<sup>5</sup> Applied Radiation Biology Centre, Radiological and Medical Sciences Research Institute, Ghana Atomic Energy Commission, Legon-Accra, Ghana.

\* Correspondencia – C-e: mab@um.es

**Palabras clave:** radiación efectos, micronucleos, agentes antimutagénicos, antioxidantes.

### Introducción

Para disminuir el desarrollo de lesiones somáticas y posibles mutaciones radioinducidas en los pacientes sometidos a exploraciones radiológicas y en los trabajadores profesionalmente expuestos (TPE), las agencias internacionales de protección radiológica han desarrollado el concepto “tan bajo como sea razonablemente posible” (ALARA). El concepto original envuelve tres principios físicos:

1. blindaje;
2. incremento de la distancia entre la fuente de radiación y el paciente o el TPE; y
3. la reducción del tiempo de exposición. Sin embargo, en ocasiones, existen limitaciones para su utilización en la práctica clínica, entre las que cabe considerar que el paciente siempre es irradiado.

Por ello resulta necesario nuevas estrategias de protección biológica que permitan reducir también el daño biológico “tan bajo como sea razonablemente posible”. En este trabajo presentamos diferentes sustancias antioxidantes, componentes habituales de la dieta, que muestran una significativa capacidad protectora contra el daño cromosómico inducido por rayos X y posibilitan una nueva estrategia de protección biológica para disminuir un posible daño biológico por la radiación administrada en las exploraciones de radiodiagnóstico médico.

### Material y métodos

Hemos ensayado 82% ácido carnósico (liposoluble, os) (CA), extracto de té verde (90% catequinas) (hidrosoluble, ws) (TE), Apigenina (API) (ws) y Diosmina (D) (os) obtenidos de Nutrafur S.A. (Murcia, Spain); 95% ácido rosmarínico (ws) (RO), obtenido de Extrasynthèse (Genay, Francia); 99% L-ácido ascórbico (ws) (AA) y 99%  $\delta$ -tocopherol (os) (E) obtenidos de Sigma Co. (Madrid, España). Dimethylsulphoxydo (DMSO) y Rutina (R) (os) obtenido de Merck (Darmstadt, Alemania); y Amifostina (AMF) (ws) obtenido de Schering-Plough, SA (Ethyol® inyectable, Madrid, España).

Muestras de sangre y procedimiento de irradiación: se han obtenido muestras de sangre humana heparinizadas de dos sujetos jóvenes, sanos, no fumadores. Las sustancias CA, E, R y D se han disuelto en una solución acuosa al 5% de DMSO mg/ml; y AA, TE, APIG, AMF, and RO se han disuelto directamente en agua; 20  $\mu$ l de estas disoluciones se han añadido a 2 ml de sangre humana para obtener una concentración 25  $\mu$ M, 5 minutos antes de la irradiación.

Las muestras preparadas se han irradiado con rayos X utilizando un equipo Andrex SMART 200E machine (YXLON International, Hamburg, Alemania) a 120 kV, 4.5 mA, DFO 74.5 cm y temperatura ambiente, durante 19 mn y 29 s, con una tasa de dosis de 103 mGy/mn para alcanzar una dosis de 2 Gy  $\pm$  3%.

Se ha realizado el test de micronúcleos (MN) sobre linfocitos humanos irradiados con bloqueo citocinético mediante citochalasin B, siguiendo la técnica descrita por IAEA (2001): sangre total se ha cultivado a 37°C durante 72 horas en 4,5 ml de medio HAM F-10 (Sigma Co, Madrid) conteniendo 15% suero bovino fetal, 16 $\mu$ g/ml fitohemaglutinina (Sigma Co, Madrid) y 100  $\mu$ g/ml penicilina sódica/estreptomycin (Sigma Co, Madrid) y glutamina 1  $\mu$ g/ml; 44 horas tras el comienzo del cultivo, se añade citochalasin B (Sigma Co.) a concentración de 6  $\mu$ g/ml. A las 72 horas los cultivos se tratan con solución hipotónica (KCL, 75 $\mu$ M) y se fijan con metanol: ácido acético glacial (3:1). Las preparaciones se secan y se tiñen con May-Grünwald Giemsa.

El recuento de MN se realiza sobre 3000 células binucleadas (CB), expresándose el número de MN en 500 CB (MN/500 CB), utilizando un microscopio Zeiss light microscope (Oberkochen, Alemania) con una magnificación de 400 X y de 1000 X para confirmar la presencia de MN en las células.

El estudio estadístico ha consistido en análisis de varianza complementado por un contraste de medias. Las variables cuantitativas se compararon mediante análisis de regresión y correlación lineales, considerándose valores significativos los inferiores a ( $p < 0,05$ ). Posteriormente, se obtuvo el Factor de Protección: FP (%) = (Frecuencia de MN en muestras controles - Frecuencia de MN en muestras tratadas / Frecuencia de MN en muestras controles) x 100.



## Resultados y discusión

La frecuencia basal de MN/500 CB en este estudio es de  $10 \pm 2$  MN/500 CB para las muestras controles no irradiadas y  $28 \pm 3,2$  MN/500 CB para mas muestras controles irradiadas con 2 Gy ( $p < 0,001$ ). La administración de las sustancias ensayadas a las muestras no irradiadas no presenta diferencias significativas con las muestras controles no irradiadas lo que puede expresar la ausencia de genotoxicidad de las sustancias estudiadas. La administración de las sustancias antes de la exposición a rayos X produce una disminución significativa de la frecuencia de aparición de MN que expresa la capacidad de protección de dichas sustancias frente al daño cromosómico inducido por los rayos X y que alcanza un factor de protección de hasta el 74% en algunas de las sustancias ensayadas. Esta capacidad de protección obtenida por las sustancias ensayadas puede expresarse de mayor a menor capacidad radioprotectora de la siguiente forma: RO = CA = E = AA = API = AMF ( $p < 0,001$ ) > TE = D = R = DMSO ( $p < 0,05$ ) > control irradiado.

## Conclusiones

Diferentes sustancias antioxidantes, componentes habituales de la dieta humana y carentes de toxicidad, reducen el daño biológico inducido por rayos X. La administración de estas sustancias protectoras al paciente antes de las exploraciones radiológicas no debería depender de cómo de pequeñas pudieran ser las dosis de radiación administradas ni de los daños biológicos esperados.

Este trabajo se ha realizado con una ayuda de la Convocatoria de Investigación y Desarrollo del **Ministerio de Ciencia e Innovación** dentro del Programa CENIT (Acónimo: SENIFOOD) y con una <sup>(\*)</sup>Beca Predoctoral de la Agencia Internacional de la Energía Atómica (**GHA10021**.)

## Apigenina potásica: una molécula prometedora en radioprotección

ALCARAZ BAÑOS, M.<sup>1</sup>, CASTILLO SÁNCHEZ, J.<sup>3</sup>, BENAVENTE GARCÍA, O.<sup>3</sup>, ALCARAZ SAURA, M.<sup>1</sup>, ACHEL, D.G.<sup>4,\*</sup>, VICENTE ORTEGA, V.<sup>2</sup>, DE LAS HERAS GONZÁLEZ, M.<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Radiología y Medicina Física, 30100-Campus de Espinardo. Murcia.

<sup>2</sup> Anatomía Patológica, 30100-Campus de Espinardo. Murcia.

<sup>3</sup> Departamento de I+D Nutrafur. Murcia.

<sup>4</sup> Applied Radiation Biology Centre, Radiological and Medical Sciences Research Institute, Ghana Atomic Energy Commission, Legon-Accra, Ghana.

<sup>5</sup> Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Clínico San Carlos. Universidad Complutense de Madrid. Madrid.

\* Correspondencia – C-e: mab@um.es

**Palabras clave:** radiación efectos, micronucleos, agentes antimutagénicos, antioxidantes.

### Introducción

Se está realizando un esfuerzo continuado por encontrar sustancias que, no siendo tóxicas, puedan reducir el efecto lesivo inducido por la radiación ionizante. Dichos compuestos podrían proteger del daño genético, de las mutaciones y de las lesiones teratogénicas que actúan a través de la generación de radicales libres. Sólo recientemente se ha comenzado a describir sustancias radioprotectoras cuya característica común es su capacidad antioxidante. En este estudio ensayamos una sustancia antioxidante, la Apigenina potásica (AP), sustancia habitual en la dieta humana, para valorar su capacidad radioprotectora frente a la exposición a los rayos X una vez que se ha modificado su estructura para aumentar su hidrosolubilidad.

### Material y métodos

Se ha estudiado la AP obtenida de Nutrafur (Murcia, Spain) mediante dos ensayos habituales en protección radiológica:

- Test de Micronucleos (MN) sobre linfocitos humanos irradiados con bloqueo citocinético mediante citochalasina B, siguiendo la técnica descrita por IAEA (2001). Muestras de sangre se han cultivado a 37°C durante 72 horas en 4,5 ml de medio HAM F-10 (Sigma Co, Madrid) conteniendo 15% suero bovino fetal, 16µg/ml fitohemaglutinina (Sigma Co, Madrid) y 100 µg/ml penicilina/estreptomicina (Sigma Co, Madrid) y glutamina 1 µg/ml ; 44 horas tras el comienzo del cultivo, se añaden 6µg/ml cytochalasina B (Sigma Co.). A las 72 horas los cultivos se tratan con solución hipotónica (KCL, 75µM) y se fijan con metanol:ácido acético (3:1). Las preparaciones se secan y se tiñen con May-Grünwald Giemsa. Se realiza recuento de MN sobre 3000 células binucleadas (CB), utilizando un Zeiss light microscope (Oberkochem, Alemania) con una magnificación de 400X. La AP disuelta en agua se ha añadido a las muestras de sangre humana para obtener una concentración final de 25µM, antes y después de la exposición a rayos X.
- Ensayo de supervivencia celular: dos líneas celulares, las PNT2 (células epiteliales de próstata normales) y B16F10 (melanoma metastásico de ratón) se han cultivado en su forma habitual para determinar la supervivencia celular frente a la exposición a rayos X tras la administración de API a las 24h y 48h de la exposición a rayos X en dos diferentes concentraciones (20µM y 40µM). La supervivencia celular se ha determinado mediante el test del MTT: los cultivos se incuban con 200 de medio suplementados con 50 µl de MMT (8mg/ml) en placas de 96 pocillos (4h, 37°C, 5%CO<sub>2</sub>). Tras la centrifugación (240g durante 10 mn) se remueve el medio y el MTT no metabolizado, se añaden 100 µl de DMSO en cada pocillo para solubilizar el MTT producido por las células vivas. Posteriormente se valora la absorción con un Multiskan MCC/340P spectrophotometer (570 nm y 690 nm).

Se ha utilizado un equipo de rayos X Andrex SMART 200E machine (YXLON International, Hamburg, Germany) a 120 kV, 4.5 mA, DFO 36 cm y temperatura ambiente para administrar una dosis de 2 Gy ± 3% para el ensayo de MN y de 0 Gy, 4Gy 6Gy 8Gy y 10 Gy en la determinación de la supervivencia celular.

El estudio estadístico ha consistido en análisis de varianza complementado por un contraste de medias. Las variables cuantitativas se compararon mediante análisis de regresión y correlación lineales, considerándose valores significativos los inferiores a (p<0,05). Posteriormente, se obtuvo el Factor de Protección: FP (%)=(Frecuencia de MN en muestras controles-Frecuencia de MN en muestras tratadas / Frecuencia de MN en muestras controles) x 100. Finalmente se ha determinado el Factor de Reducción de Dosis (FRD).



## Resultados y discusión

La AP presenta una reducción significativa de la frecuencia de MN/500 CB en este estudio respecto a las muestras irradiadas ( $p < 0,01$ ) que presenta un factor de protección del 27% y del 35% según su administración se haya realizado antes o después de la exposición a los rayos X; presentando un FRD de 2,5 y 3 respectivamente, lo que expresa una significativa capacidad genoprotectora frente al daño cromosómico inducido por los rayos X. Sobre la línea celular PNT2, la AP presenta un efecto radioprotector aumentando significativamente la supervivencia celular a 10 Gy ( $p < 0,001$ ), presentando un Factor de Protección del 100% y del 70% a las 24h según la concentración de AP ensayada ( $40\mu\text{M}$  y  $20\mu\text{M}$ , respectivamente); que desciende al 61% y al 50% respectivamente a las 48h ( $p < 0,001$ ), pudiéndose determinar un FRD de 3,1-3,3 según la concentración de AP ensayada. Sobre la línea B16F10, la AP también presenta un efecto radioprotector aumentando significativamente la supervivencia celular a 10 Gy de exposición a rayos X ( $p < 0,001$ ), presentando un Factor de Protección del 100% y del 57% a las 24h según la concentración de AP ensayada ( $40\mu\text{M}$  y  $20\mu\text{M}$ , respectivamente) y que disminuye al 34% y 58% a las 48h ( $p < 0,001$ ); pudiéndose determinar un FRD de 2,5-3 según la concentración de AP ensayada.

## Conclusiones

La AP presenta una significativa capacidad genoprotectora frente al daño cromosómico inducido por los rayos X administrada antes e inmediatamente después de la exposición; y una capacidad radioprotectora al aumentar significativamente la supervivencia celular de las líneas celulares expuestas a rayos X.

Este trabajo se ha realizado con una ayuda de la Convocatoria de Investigación y Desarrollo del **Ministerio de Ciencia e Innovación** dentro del Programa **CENIT** (Acrónimo: **SENIFOOD**) y con una (\*)Beca Predoctoral de la Agencia Internacional de la Energía Atómica (**GHA10021**).

## Control y seguimiento de aparición de efectos deterministas en procedimientos intervencionistas cardiacos. Niveles de acción

GARCÍA CASTAÑÓN, P.\*, RODRÍGUEZ MARTÍN, G., ESPAÑA LÓPEZ, M.L., VEGA ROMÁN, C., BERMÚDEZ LUNA, R., FERNÁNDEZ BEDOYA, V.

Hospital universitario La Princesa, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: pgarciaac.hlpr@salud.madrid.org

**Palabras clave:** efectos deterministas, intervencionismo, magnitudes dosimétricas, dosis umbral, nivel de acción.

### Introducción

Los pacientes sometidos a procedimientos intervencionistas están expuestos a una dosis de radiación elevada y bastante localizada, con lo que existe una probabilidad no despreciable de aparición de efectos deterministas en la piel. La dosimetría a pacientes es, por tanto, fundamental en este tipo de procedimientos para estimar tanto la aparición de efectos estocásticos como deterministas. Desafortunadamente, no existe ninguna magnitud dosimétrica que proporcione información acerca de ambos riesgos; mientras que la dosis efectiva permite estimar el riesgo de aparición de efectos estocásticos, la magnitud indicada para valorar la probabilidad de aparición de efectos deterministas es la dosis máxima en piel (PSD), que se define como la máxima dosis impartida a una porción de la piel durante un procedimiento. La determinación de la PSD es una tarea compleja por lo que, generalmente, se recurre a la utilización de otras magnitudes habitualmente utilizadas en intervencionismo, como el producto dosis-área (PDA), el tiempo de escopia y el Kerma en aire acumulado en el punto de referencia intervencionista ( $K_{a,ref}$ ). El objetivo de este estudio es analizar el porcentaje de pacientes sometidos a procedimientos de intervencionismo cardiaco que potencialmente podrían sufrir efectos deterministas en piel, mediante la aplicación de un método para la estimación de la PSD a partir de las magnitudes disponibles y el establecimiento de unos niveles de acción para las mismas.

### Material y métodos

El estudio se ha realizado sobre una muestra de 553 pacientes sometidos a procedimientos de intervencionismo cardiaco en un nuevo equipo de angiografía digital instalado en nuestro hospital. El equipo utilizado es marca Philips, modelo Allura Xper FD10, con detector de panel plano. Para cada paciente se han registrado, entre otros datos, el PDA total, el  $K_{a,ref}$  y el tiempo total de escopia. Posteriormente, se han evaluado dichos valores junto con el número de imágenes adquirido en cada una de las distintas proyecciones, con el objetivo de localizar la posible existencia de zonas de la piel especialmente expuestas a la radiación. Dada su baja correlación con la PSD, ninguna de las magnitudes registradas es óptima para la valoración de aparición de efectos deterministas, siendo el  $K_{a,ref}$  (estimado por el equipo a partir de la tasa de kerma medida en maniquí de PMMA y los datos de la técnica seleccionada en cada procedimiento) la mejor correlacionada con la PSD. No obstante, en el estudio RAD-IR se establecen relaciones lineales mediante las que se puede estimar la PSD tanto a partir del  $K_{a,ref}$  como del PDA:

- $PSD (mGy) = 206 + 0.513 \times K_{a,ref} (mGy)$
- $PSD (mGy) = 249 + 5.2 \times PDA (Gy.cm^2)$

Puesto que el umbral de dosis para la aparición de los primeros efectos deterministas en piel está situado entorno a 2 Gy, se han establecido unos niveles de acción para las magnitudes registradas, obtenidos a partir de las expresiones mostradas: 3 Gy para el Kerma en aire y 300 Gy.cm<sup>2</sup> para el PDA total. Pese a no existir una correlación entre tiempo y PSD, se ha considerado un nivel de acción para el tiempo de fluoroscopia de 30 minutos, como punto de partida para analizar la posible aparición de efectos en la piel.

### Resultados y discusión

De los 553 pacientes sometidos a una intervención en este equipo, un 7,6% superaron los tres niveles de acción establecidos para  $K_{a,ref}$ , PDA y tiempo de escopia, y un 9,9% superaron al menos uno de ellos (55 pacientes). De todos éstos, únicamente 3 habían sido sometidos a una coronariografía, mientras que el resto fueron sometidos a procedimientos terapéuticos de angioplastia coronaria con o sin stent (48 y 4 respectivamente). Para angioplastia coronaria con stent, que constituye la muestra de pacientes más significativa, el PDA promedio de todos los pacientes fue de 127 Gy.cm<sup>2</sup>, el Kerma en aire promedio en el punto de referencia fue de 2100 mGy y el tiempo de escopia de 15,3 min, frente a los promedios obtenidos para los pacientes que superaron alguno de los valores umbral, 370,8 Gy.cm<sup>2</sup>, 6161,2 mGy y 47,0 min respectivamente. A la vista de estos resultados, se esperaría que aproximadamente el 10% de los pacientes realizados hubieran sufrido algún efecto radioinducido en la piel, mientras que el Sº de Radiofísica y Protección Radiológica solamente ha recibido una notificación de aparición de este tipo de efectos en un paciente, el cual fue sometido a varios procedimientos en la misma zona durante el tiempo de duración del estudio.

### Conclusiones

El método para la estimación de PSD a partir de las magnitudes dosimétricas disponibles en ningún caso puede sustituir a la medida de dicha magnitud, pero supone un buen punto de partida para llevar a cabo el seguimiento de los pacientes que potencialmente podrían sufrir efectos deterministas en piel. Parece necesario ampliar los niveles de acción inicialmente establecidos para todas las magnitudes dosimétricas utilizadas, con el fin de discriminar correctamente a los pacientes que realmente pueden sufrir la aparición de dichos efectos radioinducidos.



## **Presentación del proyecto EPI-CT: Estudio de cohorte de niños con exposición médica diagnóstica substancial a radiaciones ionizantes**

---

BOSCH DE BASEA, M.\* , CARDIS, E., VRIJHEID, M.

Centre de Recerca en Epidemiologia Ambiental, Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: mboschdebasea@creal.cat

**Palabras clave:** cohorte, epidemiología, CT-scan, TAC.

### **Introducción**

Las radiaciones ionizantes con finalidad diagnóstica representan una herramienta indispensable en la medicina moderna. El creciente uso de la tomografía computarizada (TC) en niños y adolescentes es motivo de preocupación tanto desde el punto de vista de la radio-protección como de la salud pública. De forma general, los niños son más sensibles a los efectos carcinógenos de las radiaciones ionizantes que los adultos. Los niños tienen también una esperanza de vida superior para manifestar cualquier tipo de efecto perjudicial. Además, debido a su menor masa, en las exploraciones TC los niños reciben dosis superiores de radiación en órganos específicos que los adultos.

### **Material y métodos**

Con el fin de obtener directrices sobre la optimización de dosis pediátricas de TC se ha establecido el estudio de colaboración multinacional EPI-CT, coordinado por la IARC/OMS. Este proyecto se basa en la definición de una cohorte internacional de niños y adolescentes que pretende combinar un seguimiento prospectivo con el estudio retrospectivo de la exposición médica diagnóstica substancial a radiaciones ionizantes de dichos niños y adolescentes. La inclusión de los casos en el estudio se hará a partir de los departamentos de radiología de los mayores hospitales con servicio pediátrico de las comunidades autónomas españolas. De dichos departamentos se extraerá de forma automática la información sobre la exposición de dichos niños y adolescentes a radiaciones ionizantes. Esto permitirá la reconstrucción de la dosis recibida por dichos niños para posteriormente vincular esta información con el registro de cáncer y estudiar los riesgos relativos relacionados con dicha exposición.

### **Resultados y discusión**

Los resultados que se esperan obtener con la realización de este estudio permitirán:

1. describir el patrón de uso del TC en los diversos países y en el tiempo;
2. derivar estimaciones de las dosis que se reciben en cada uno de los órganos de manera individual;
3. evaluar marcadores biológicos de los efectos de las radiaciones ionizantes que se emiten en los TC;
4. evaluar el riesgo de cáncer relacionado con la exposición a las radiaciones recibidas en las exploraciones TC;
5. caracterizar la calidad de las imágenes obtenidas en un TC en base a la dosis emitida con el fin de optimizar la generación de imágenes reduciendo en lo posible la dosis emitida.

### **Conclusiones**

Los resultados de este estudio servirán para aumentar el conocimiento en la comunidad científica y médica del impacto en la salud pública del uso diagnóstico de la radiación ionizante y a su vez proveerán recomendaciones sobre el uso de estas herramientas de diagnóstico, con el fin de disminuir los potenciales riesgos en la medida de lo posible. El congreso organizado conjuntamente por las Sociedades Españolas de Física Médica y de Protección Radiológica ofrece un marco incomparable para la presentación del proyecto delante del conjunto de profesionales radiólogos, para motivarlos a participar y para establecer potenciales colaboraciones en el proyecto EPI-CT.

## **Dosimetría biológica como técnica de confirmación de sobreexposiciones a radiaciones ionizantes, en apoyo a la vigilancia médica de los trabajadores expuestos**

ALMONACID, M.<sup>1</sup>, MONTORO, A.<sup>2,\*</sup>, SORIANO, J.M.<sup>3</sup>, GRAS, P.<sup>1,2</sup>, SEBASTIÁ, N.<sup>3</sup>, MONTORO, A.<sup>3</sup>, NAVARRO, M.<sup>1</sup>, VILLAESCUSA, J.I.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Sección Vigilancia Médica. Servicio de Protección Radiológica, Hospital Universitario la Fe.

<sup>2</sup> Laboratorio de Dosimetría Biológica. Servicio de Protección Radiológica, Hospital Universitario la Fe.

<sup>3</sup> Departamento de Medicina Preventiva y Salud Pública. Facultat de Farmàcia, Universitat de València.

\* Correspondencia – C-e: montoro\_ale@gva.es

**Palabras clave:** protección radiológica, vigilancia médica, dosimetría biológica, dicéntricos.

### **Introducción**

En este trabajo se presenta un caso de una DUE que ha trabajado durante 30 años en la Unidad Funcional de marcapasos, clasificada como trabajadora expuesta de Categoría A.

En el reconocimiento médico anual que lleva a cabo la Sección de Vigilancia Médica del Servicio de Protección Radiológica del Hospital al Fe, como trabajadora expuesta se diagnostica una dermatitis bilateral en la cara anterior de las manos, bien delimitada y discretamente sobrelevada compatible con una radiodermatitis. Además la trabajadora presentaba depilación en antebrazos y manos y discreta fragilidad ungueal.

El facultativo solicitó una dosimetría biológica en el año 2005, además de la atención médica y control. Tras alejarla de la radiación ionizante mediante medidas restrictivas se repitió la dosimetría biológica en el año 2010, y mostraba una reducción significativa de la frecuencia de dicéntricos. Era obvio que se iba a presentar una reducción en el daño genético al distanciarse a la trabajadora de la radiación ionizante, pero en este trabajo se demuestra.

### **Material y métodos**

Vigilancia Médica rutinaria en el Servicio de Protección Radiológica.

Valoración del historial de Dosimetría Física.

Dosimetría Biológica en el año 2005.

Repetición del análisis de Dosimetría Biológica 5 años después tras la adquisición de medidas restrictivas.

Técnicas de dosimetría biológica se han llevado a cabo siguiendo el protocolo de la IAEA 2001. El análisis de las células se ha realizado mediante el software IKAROS. La estimación de la dosis absorbida se ha calculado mediante el software CABAS.

### **Resultados y discusión**

Diagnóstico de radiodermatitis en el año 2005. Como medida se le cambia de puesto de trabajo, dejando de ser trabajadora expuesta, aunque se mantienen los controles anuales médicos. El tratamiento consistió en la aplicación de cremas hidratantes y en el control a los 2, 3 y 6 meses se apreció una disminución hasta la desaparición total de las lesiones a los 6 meses.

#### **Dosimetría Física**

Al valorar las dosis físicas, y a pesar de la clasificación, solo ha superado durante un periodo de 3 años (2002-2004) los 3/10 del límite anual de dosis en la dosimetría a cuerpo total, manteniéndose por debajo de este nivel para el resto de años y para el total de la dosimetría de extremidades.

El estudio de dosimetría Biológica se realizó en el año 2005 y tras tomar las medidas restrictivas se volvió a realizar una dosimetría biológica en el año 2010. Al comparar las frecuencias de alteraciones en el periodo de 5 años, se observa una reducción significativa de la frecuencia de alteraciones cromosómicas, así como una reducción significativa de la dosis absorbida estimada mediante dosimetría biológica.

Con el cambio en el puesto de trabajo se observa claramente una disminución de dicéntricos con la pérdida de linfocitos en sucesivas divisiones y además por la no aparición de nuevas lesiones cromosómicas debido a la no exposición a radiaciones ionizantes.

### **Conclusiones**

1. Se confirma la utilidad de la dosimetría biológica como complemento en la Vigilancia Médica a los trabajadores expuestos en la Protección Radiológica.
2. La aplicación de medidas restrictivas ha producido una reducción de dosis estimada significativa mediante Dosimetría biológica en el transcurso de 5 años.



## Los biomarcadores de las radiaciones ionizantes

---

PERNOT, E. \*, CARDIS, E.

CREAL, Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: epernot@creal.cat

**Palabras clave:** biomarcadores, radiaciones ionizantes, epidemiología molecular.

### Introducción

Un biomarcador puede ser definido como un parámetro medible en un organismo biológico que permite evaluar la respuesta del organismo a un factor exterior. Por ejemplo, puede ser usado para detectar anomalías celulares, desequilibrios metabólicos o estados patológicos en personas expuestas a ciertos riesgos. Actualmente, en la comunidad científica no existe un consenso claro sobre la clasificación de los diferentes biomarcadores y el papel que podrían tener en estudios de epidemiología molecular. Sin embargo, en el contexto de los estudios epidemiológicos sobre los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes, podríamos distinguir biomarcadores de exposición a las radiaciones (que permiten validar o suplir la falta de datos dosimétricos), biomarcadores de sensibilidad (que permiten identificar personas con un riesgo mas elevado de efectos debidos a exposiciones radiológicas) y los biomarcadores de efecto (que permiten asociar niveles de radiaciones con riesgos para la salud).

En el presente artículo se revisan los biomarcadores utilizados actualmente para estudiar los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes y se propone una clasificación basada en el momento de la aparición de los efectos biológicos en relación al momento de exposición y su persistencia a través del tiempo.

### Material y métodos

La presente revisión de biomarcadores de radiaciones ionizantes ha sido elaborada tras una reunión del programa europeo DoReMi network, organizada en el CREAL en el mes de noviembre del año 2009, en Barcelona. Los participantes de dicha reunión eran expertos europeos en la biología e epidemiología de los efectos en salud de las radiaciones ionizantes a dosis débiles. Las características de cada biomarcador han sido complementadas a partir de la literatura científica relevante indexada en Pubmed.

### Resultados y discusión

En primer lugar, hemos listado y clasificado los biomarcadores de radiaciones ionizantes según las variaciones celulares que indicaban:

- a) Daños de nucleótidos y de ADN.
- b) Variantes genéticos y mutaciones.
- c) Cambios transcripcionales.
- d) Cambios de expresión proteica.
- e) Modificaciones epigenómicas.
- f) Alteraciones metabólicas.

Luego, en función su habilidad de proveer información en diferentes momentos de la escala temporal han sido clasificado como biomarcadores de exposición, de susceptibilidad, de efectos tardíos o de efectos persistentes y hemos discutido su posible utilización en estudios de epidemiología molecular.

### Conclusiones

Las radiaciones ionizantes pueden producir efectos biológicos muy diferentes según su naturaleza física, el tiempo de exposición y su nivel de dosis. Numerosos biomarcadores están actualmente utilizados y cada uno de ellos refleja alteraciones celulares o metabólicas específicas que pueden ser circunscritas en el tiempo. Un mejor conocimiento de los biomarcadores utilizados para investigar los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes contribuye a mejorar la colaboración entre las diferentes disciplinas implicadas en la evaluación y la gestión de los riesgos generados por las radiaciones ionizantes.

## **Dosis interna acumulada de uranio natural en trabajadores de la industria química y del metal**

CAPELO, R., GARCÍA, M.A., JARA, R., GALISTEO, R., DÍAZ-SANTOS, M., CABALLERO, F.J., PEREIRA, A., DE LA ROSA, J., GARCÍA, T., GÓMEZ-ARIZA, J.L., ALGUACIL, J.\*

Facultad de Ciencias Experimentales, Universidad de Huelva. Huelva.  
Servicio de Neumología, Hospital Juan Ramón Jiménez. Huelva.  
Servicio de Medicina Interna, Hospital Infanta Elena. Huelva.  
CIBERESP.

\* Correspondencia – C-e: [alguacil@dbasp.uhu.es](mailto:alguacil@dbasp.uhu.es)

**Palabras clave:** uranio, biomarcadores, salud, residuos de baja actividad, epidemiología.

### **Introducción**

El uranio natural es un elemento levemente radioactivo que decae muy lentamente emitiendo una partícula alfa. Si es absorbido por el cuerpo humano podría provocar efectos en la salud. Para las personas que realizan su actividad laboral en la industria química/metalúrgica o de la minería ésta sería la principal fuente de exposición, mientras que para el resto de población la principal fuente de exposición suele ser la dieta. El objetivo del presente estudio fue medir la dosis acumulada de uranio en trabajadores de la industria química/metalúrgica.

### **Material y métodos**

Estudio epidemiológico transversal. Se reclutaron 121 trabajadores voluntarios (107 hombres, 14 mujeres) de la industria química y metalúrgica (grupo de exposición), y un grupo control de 48 trabajadores (36 hombres y 12 mujeres) del sector servicios de Huelva con exposición improbable a metales pesados (grupo de no exposición). Se obtuvieron resultados de metales en uñas para 63 trabajadores del grupo de exposición (52%) y para 43 (89%) del grupo de no exposición. El grupo de exposición se dividió a su vez en tres subgrupos de trabajadores: industria química/metalúrgica de fuera de la provincia de Huelva (n=24), industria que genera residuos ricos en uranio natural en el Polo industrial de Huelva (n=5), y resto de industria química/metalúrgica de Huelva (n=44). La dosis interna acumulada de metales pesados, incluyendo uranio-238, se analizó en uñas mediante análisis multielemental por espectroscopia de emisión por ICP-MS con celdas de colisión.

### **Resultados y discusión**

La mediana de la dosis acumulada en uñas de uranio-238 en los 63 trabajadores de la industria química o del metal fue de 4,9 ppb, por 3,5 ppb en el grupo control de 48 trabajadores con exposición improbable a metales ( $p < 0,001$ ; test U de Mann-Whitney). La mediana de los niveles de uranio en el grupo de trabajadores de empresas que generan residuos ricos en uranio natural en Huelva fue de 6,5 ppb, por 4,9 ppb en los trabajadores del resto de industria química/metalúrgica de Huelva, y 4,5 ppb en los trabajadores de la industria química/metalúrgica de fuera de la provincia de Huelva ( $p = 0,056$ ; test de la Mediana).

### **Conclusiones**

Nuestros resultados sugieren que realizar actividad laboral en la industria química/metalúrgica, sobretodo si está relacionada con la generación de residuos ricos en uranio, contribuye a la acumulación de uranio en el cuerpo. Estudio Financiado por el Ministerio de Sanidad y Consumo (Ayuda FIS PI05/2511).

# Área 08

## Protección y seguridad del paciente

Justificación

Seguridad del paciente

Protección radiológica del Paciente

Niveles de referencia

Problemática con normas de seguridad informática y protección de datos (redes, bases de datos, etc.) aplicables al uso clínico de las radiaciones

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





Niveles de dosis de referencia en la radiología dental española . . . . .	407
Velasco Hidalgo, F., Velasco Hidalgo, E., Alcaraz-Saura, M., Martínez García-Cervantes, A., Andreu- Gálvez, M., Martínez-Beneyto, Y., Alcaraz Baños, M.	
Evolución de los Niveles de Dosis en procedimientos cardiológicos intervencionistas pediátricos en Chile. . . . .	408
Ubeda de la Cerda, C., Miranda González, M., Vaño Carruana, E., Leyton Legues, F.	
Estimacion del daño genotóxico en pacientes irradiados con (18fdg) en tomografía por emisión de positrones . . . . .	409
Alcaraz Baños, M., Villena García, C., Moreno Capdevila, C., Navarro Fernández, J.L., Alcaraz Saura, M., Achel, D.G., Claver Valderas, M.A., Olivares Rueda, A., Olmos Ortíz, E.	
Estudio dosimétrico para la irradiación de un mujer embarazada durante el segundo trimestre de gestación . . . . .	410
Sánchez Merino, G., Mendiguren, M.A., Pacheco, M., Raba, N., Vázquez, A.	
Valores de referencia en los indicadores de dosis a paciente . . . . .	412
Gómez Llorente, P.L., Hernández Rodríguez, J., Ramos Pacho, J.A., Verde Velasco, J.M., Fernández Bordes, M., Martín Rincón, C., Montes Fuentes, C., García Repiso, S., De Sena Espinel, E., Martín Núñez, J.	
Propuesta de niveles de referencia para diagnóstico (NRD) en exploraciones complejas . . . . .	413
Río Freijo, M., Vigil Giménez, A., Coll Pujol, A.	
Evaluación inicial de la cultura de seguridad en un servicio de radiofísica y protección radiológica. . . . .	414
Melgar Pérez, J., Orellana Salas, A. , Arrocha Acevedo, J.F.	
Implantación de un sistema de seguridad en el proceso radioterápico . . . . .	415
Orellana Salas, A., Melgar Pérez, J., Arrocha Acevedo, J.F.	
Proyecto ERRAPRI: estimación del riesgo radiológico a los pacientes en radiología intervencionista. Primeros resultados y propuesta de índices de complejidad . . . . .	416
Ruiz-Cruces, R., Vañó, E., Hernández-Armas, J., Carrera, F., Díaz, F., Gallego Beuter, J.J., Ruiz Muñoz-Canela, J.J., Sanchez Casanueva, R., Perez Martínez, M., Fernández Soto, J.M., Muñoz, V., Moreno, F., Moreno, C., Martín-Palanca, A.	
Dosis en niños en procedimientos intervencionistas . . . . .	417
Huertas, C.A., Corredoira, E., Ordóñez, J., Luquero, N., Sende, J.A., Huerga, C., Plaza, R.,	
Reducción de incidencias en el informe dosimétrico mediante checklist . . . . .	418
Beltran Vilagrasa, M., Sáez Beltrán, J., Fa Asensio, X., Seoane Ramallo, A., Hermida López, M., Toribio Berruete ,I., Sánchez Hernández, N.	
Resultados preliminares de espectrometría de neutrones en la sala de tratamiento de protonterapia en Ithemba Labs (Suráfrica) . . . . .	419
Domingo, C., García-Fusté, M.J., Amgarou, K., Sánchez-Doblado, F., Nieto-Camero, J.	
Medida de la contaminación neutrónica en la instalación de protonterapia de Ithemba Labs . . . . .	420
Expósito, M.R., Terrón, J.A., Nieto-Camero, J.J., Korf A., Loubser, M., Sánchez-Doblado, F.	
Comparativa de la dosis periférica de neutrones en pacientes sometidos a tratamientos conformados, IMRT y RapidARc . . . . .	421
Expósito, M.R., Paiusco, M., Cagni, E., Filice, S., Ghetti, C., Terrón, J.A., Sánchez-Nieto, B. , Sánchez-Doblado F.	
Dosis neutrónica en tratamientos de radioterapia localizados en zona pélvica. . . . .	422
Terrón, J.A., Expósito, M.R., Barquero, R., Domingo, C., García-Fusté, M.J., Amgarou, K., Gómez, F., Lagares, J. I., Sánchez-Doblado, F.	

Influencia de la composición y del tamaño del maniquí sobre la dosis periférica de neutrones en tratamientos de radioterapia. . . . .	423
Domingo, C., Amgarou, K., García-Fusté, M.J., Expósito, M.R., Terrón, J.A., González-Soto, X., Gómez, F., Sánchez-Doblado, F.	
Estudio del efecto de la variación del control automático de exposición en tomografía computarizada . . . . .	424
Nersissian, D.Y, Capeleti, F.F, Furquim, T.A.C., Melo, C.S.	
Relación dosis efectiva-MASA CORPORAL en cateterismo intervencionista pediátrico. . . . .	425
Hernández Rodríguez, R., Moreno Sáiz, C., Casado Villalón, F.J., Ortega Cantos, E.M <sup>a</sup> , García Pareja, S., Galán Montenegro, P.	
Experiencia de reducción de dosis en equipos intervencionistas de rayos X allura de Philips. . . . .	426
Pinto Monedero M., Garayoa Roca J., Ruiz Martín J., Barros Candellero J.M., Pifarré Martínez X.	
Análisis de las dosis empleadas en procedimientos realizados en una Unidad de Endoscopias . . . . .	427
Miquelez Alonso, S., Bragado Álvarez, L., Iriondo Igerabide, U., Martín Albina, M.L., Forner Forner, A., Otal Palacín, A., Soto Prados, P., Mañeru Cámara, F., Lozares Cordero, S., Rubio Arróniz, A., Pellejero Pellejero, S.	
Medida de la dosis periférica fotónica y neutrónica en tratamientos de IMRT en maniquí adulto, adolescente y niño . . . . .	428
Sansaloni, F., Lagares, J.I., Muñiz, J.L., Expósito, M.R., Terrón, J.A., Nuñez, L., Barquero, R., Sánchez-Doblado, F.	
Comparación de maniqués con diferentes materiales mediante la medida de dosis periféricas fotónica y neutronica en tratamiento de IMRT . . . . .	430
Sansaloni, F., Lagares, J.I., Muñiz, J.L., Expósito, M.R., Terrón, J.A., Nuñez, L., Barquero, R., Sánchez-Doblado, F.	
Medidas de la fluencia de neutrones térmicos en protonterapia de cabeza y cuello . . . . .	432
Lagares, J.I., Sansaloni, F., Terrón, J.A., Muñiz, J.L., Expósito, M.R., Nieto-Camero, J.J., Korf, A., Arce, P., Nuñez, L., Loubser, M., Sánchez-Doblado, F.	
Estudio de la distribución de fluencia neutrónica en una sala de tratamientos con protonterapia . . . . .	433
Lagares, J.I., Arce, P., Sansaloni, F., Terrón, J.A., Expósito, M.R., Nieto-Camero, J.J., Korf, A., Loubser, M., Sánchez-Doblado, F.	
Caracterización de un equipo biplano de rayos x digital en el servicio de cardiología pediátrica . . . . .	434
Ordóñez Márquez, J., Huertas Martínez, C., Corredoira Silva, E., Vañó Carruana, E., Luquero Llopis, N., Huerga Cabrerizo, C., Plaza Aparicio, R., Téllez-Cepeda Ruiz, M.	
Estudio de dosis en pacientes pediátricos sometidos a intervenciones cardíacas en un sistema digital . . . . .	435
Ordóñez Márquez, J., Huertas Martínez, C., Luquero Llopis, N., Vañó Carruana, E., Corredoira, S., Huerga Cabrerizo, C., Plaza Aparicio, R., Téllez-Cepeda Ruiz, M.	
Determinación de la dosis a paciente debida a la de verificación de tratamientos de radioterapia con imagen volumétrica de rayos x (CBCT). . . . .	437
Sánchez Carmona, G., Luis Simón, F.J., Mateos Pérez, J.C., Herrador Córdoba, M.	
Protección radiológica de pacientes en radiodiagnóstico: implantación de un sistema de gestión de la optimización . . . . .	438
Corpas Rivera, L., Devesa Pardo, F.J., Gámez Jiménez, J.I., Vallejo Carrascal, C. García de Diego, A.A., Amador Vela-Hidalgo, J.J.	
Frecuencias de los estudios de tomografía computerizada a pacientes pediátricos realizados en el hospital universitario de canarias en el periodo 2005-2010. . . . .	439
Hdez. Armas, O., Glez. Martín, A., Bethencourt Peña, A., Catalán Acosta, A., Hdez. Armas, J.	
Análisis de riesgos en tratamientos de radiocirugía mediante matrices de riesgo . . . . .	440
Delgado, J.M., Sánchez Cayuela, C., Ramírez, M.L., Pérez, A.	
Análisis un sistema de notificación local de incidentes en radioterapia. Experiencia del primer año y medio . . . . .	441
Angulo Paín, E., Gutierrez Bayard, L., Iborra Oquendo, M., Castro Ramírez, I., Quiñones Rodríguez, L.A.	



## Niveles de dosis de referencia en la radiología dental española

VELASCO HIDALGO, F.<sup>1</sup>, VELASCO HIDALGO, E.<sup>1</sup>, ALCARAZ-SAURA, M.<sup>2\*</sup>, MARTÍNEZ GARCÍA-CERVANTES, A.<sup>2</sup>, ANDREU- GÁLVEZ, M.<sup>2</sup>, MARTÍNEZ-BENEYTO, Y.<sup>3</sup>, ALCARAZ BAÑOS, M.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> UTPR ASIGMA S.A., Cartagena.

<sup>2</sup> Departamento de Radiología y Medicina Física. Facultad de Medicina y Odontología, Universidad de Murcia.

<sup>3</sup> Departamento de Estomatología, Facultad de Medicina y Odontología, Universidad de Murcia.

\* Correspondencia –C-e: mab@um.es

**Palabras clave:** dosis de referencia, radiología intraoral, radiodiagnóstico, control de calidad.

### Introducción

Los niveles de dosis de referencia diagnóstica (DRLs) son dosis de radiación administradas al paciente en exposiciones médicas y que pueden utilizarse como niveles de investigación en los procesos de optimización de dichas exploraciones. La ICRP introdujo el término en 1996 y posteriormente se ha incorporado en las Directivas Europeas sobre Exposiciones Médicas y en las recomendaciones europeas de protección radiológica en Radiología Dental. El concepto de la DRL está claramente establecido a nivel hospitalario; el método más frecuente es establecer el nivel de referencia de dosis que se sitúa en el tercer cuartil (75%) cuando se determina un gran número de instalaciones radiológicas. Consecuentemente se basa en un número grande de instalaciones que trabajan en la práctica clínica real, no en los resultados obtenidos por un grupo seleccionado de instalaciones con un alto nivel de equipamiento y realizado por personal experto.

Nuestro objetivo es evaluar los DRLs al obtener una imagen diagnóstica de un segundo molar superior en las condiciones habituales de la práctica clínica durante los últimos años para valorar la evolución de las dosis administradas al paciente durante los últimos 8 años.

### Material y métodos

Se han analizado un total de 16.175 informes oficiales de control de calidad, correspondientes a unas 2.000 clínicas dentales diferentes que, con carácter anual, han sido revisadas por la UTPR ASIGMA SA durante los años comprendidos entre 2002-2009 y que se encuentran distribuidas por 16 diferentes comunidades autónomas españolas.

Las dosis de radiación (10 exposiciones determinadas en mGy) se han obtenido con la técnica habitual para obtener una imagen radiológica del segundo molar superior en las condiciones de cada instalación en su práctica clínica habitual utilizando detectores de semiconductor de las marcas UNFORS Xi (Billdal, Suecia) y PMX3 (RTI Electronics AB, Mölndal, Suecia). Posteriormente se ha aplicado un factor de retrodispersión de 1,1 siguiendo la normativa actual.

El grado de dependencia y correlación entre variables se ha establecido mediante análisis de varianza complementado por comparación de medias utilizando el método de la mínima diferencia significativa ( $p < 0.05$ ).

### Resultados y discusión

La media de dosis de radiación necesaria para obtener una imagen radiológica de un segundo molar superior en las condiciones habituales de la práctica clínica en cada instalación radiológica dental es de 2.5 mGy en 2009, lo que muestra una reducción del 13.8% durante el período de 8 años estudiado. La DRL determinada como la dosis de radiación utilizada por el 75% de las instalaciones dentales para obtener una imagen diagnóstica del segundo molar superior es de 3.1 mGy en 2009, lo cual representa una disminución del 35.4% de la dosis administrada durante este mismo período de estudio.

La DRL recomendada por la Unión Europea en 2004 para radiología intraoral es 4 mGy; nuestro estudio muestra que el 83.4% de las instalaciones españolas revisadas se encuentran por debajo de este nivel internacional descrito. También hemos encontrado diferencias significativas en las DRLs determinadas según el sistema de imagen empleado por las clínicas dentales españolas: 2.13 mGy en instalaciones que utilizan un sistema digital de imagen (1.9 mGy para sistemas digitales directos (DR, CCD o CMOS) y 3.2 mGy para las instalaciones que emplean sistemas digitales indirectos (CR, pantalla de fósforo), y 4.3 mGy en instalaciones que utilizan sistemas con película radiográfica (4.4 mGy en las que utilizan Ultra-speed y 3.6 mGy en las que emplean Insight). Se aprecian diferencias significativas entre las DRLs determinadas según los sistemas de imagen utilizados por las clínicas dentales españolas, pudiéndose expresar que: Sistemas de imagen digitales directos (DR) < Sistemas de imagen digitales Indirectos (CR) = Insight = Ultra-speed ( $p < 0.001$ ).

### Conclusiones

La DRL determinadas en las instalaciones radiológicas dentales españolas es inferior a la establecida por la Unión Europea en 2004, pero superior a todas las DRLs previamente descritas por diferentes autores; posiblemente porque nosotros las hemos obtenido considerando todos los sistemas de imagen utilizados y en las condiciones de trabajo habituales en la práctica clínica.

La evolución de la DRL en las instalaciones dentales españolas muestra una reducción gradual y progresiva en la radiología dental intraoral que pone de manifiesto un continuado proceso de optimización de las técnicas y materiales utilizados en dicha exploración y mostrando, posiblemente, una reducción de la dosis de radiación administrada al paciente en la radiología dental intraoral española.

Este trabajo se ha realizado con una ayuda del Programa Nacional de Investigación y Desarrollo obtenida del Consejo de Seguridad Nuclear [CSN/GTP/RRII/SUB/63] y [BOE nº106,05/03/2007,Res.,CSN 24/09/2007].

## Evolución de los Niveles de Dosis en procedimientos cardiológicos intervencionistas pediátricos en Chile

UBEDA DE LA CERDA, C.\*, MIRANDA GONZÁLEZ, M., VAÑO CARRUANA, E., LEYTON LEGUES, F.

Universidad de Tarapacá, Arica.

\* Correspondencia –C-e: cubeda@uta.cl o arturoube@yahoo.es

**Palabras clave:** Pediatría, cardiología intervencionista, dosis de radiación, producto kerma área.

### Introducción

Se sabe que los pacientes pediátricos sometidos a procedimientos cardiológicos intervencionistas, requieren de especial atención debido a su alta radiosensibilidad, lo cual genera una mayor probabilidad de inducción de cáncer en comparación con pacientes adultos.

Durante el año 2008, Chile comenzó a participar junto a otros países de la región, en el proyecto del Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA) denominado “Protección Radiológica de los Pacientes y en las exposiciones médicas, RLA/9/057”. De este proyecto, se obtuvieron los primeros valores de dosis para estos procedimientos en nuestro país que se presentaron en el congreso IRPA 12 de ese mismo año.

El objetivo del presente trabajo es mostrar la evolución de estos valores de dosis durante los años 2009 y 2010, que han sido cuantificados como parte del proyecto del OIEA titulado “Garantía de la Protección Radiológica de los Pacientes en General y durante las Exposiciones Médicas (TSA3), RLA/9/067”.

### Material y Método

Se recogieron los datos de 247 procedimientos cardiológicos intervencionistas pediátricos del Hospital Luis Calvo Mackenna (Santiago de Chile), servicio que realiza más del 50% de estos procedimientos en Chile. Los parámetros recogidos en la investigación fueron los siguientes: identificación del procedimiento (diagnóstico y/o terapéutico), edad, sexo, peso, altura, producto kerma área ( $P_{KA}$ ), dosis aire (kerma) acumulada (DA) en el punto de referencia intervencionista, número total de imágenes y tiempos de fluoroscopia. El sistema de rayos X utilizado fue un angiógrafo biplano Siemens Axiom Artis con intensificadores de imagen. Estos datos también permitirán la estimación de los riesgos radiológicos típicos de los procedimientos para diferentes grupos de edad. Los resultados preliminares se calcularon para los siguientes grupos de edad: <1 año, >1 y <5 años, >5 y <10 años y >10 y <16 años.

### Resultados y discusión

La muestra incluyó pacientes de edades comprendidas entre 2 días y <16 años. La distribución de los pacientes para los diferentes grupos de edad fue de 74 (<1 año), 95 (>1 y <5 años), 50 (>5 y <10 años) y 28 (>10 y <16 años). Los valores de la mediana para el  $P_{KA}$  en procedimientos de diagnóstico fueron: 1,0 -1,5 - 2,2 y 4,9 Gy $cm^2$ , respectivamente, y para los terapéuticos: 0,7 - 1,3 - 1,8 y 5,1 Gy $cm^2$  respectivamente. No hubo diferencias estadísticas significativas entre los valores de  $P_{KA}$  para los procedimientos diagnósticos y terapéuticos.

La Tabla 1, muestra los valores de la mediana para la magnitud  $P_{KA}$  encontradas en bibliografía en comparación con los obtenidos en la presente investigación.

**Table 1.** Comparación entre valores de la mediana para el  $P_{ka}$  para cardiología pediátrica reportada en este y otros trabajos.

Rango Edad (años)	Boothroyd y col. (1997) (Gy $cm^2$ )	Rassow y col. (2000) (Gy $cm^2$ )	Bacher y col. (2005) (Gy $cm^2$ )	Martínez y col. (2007) (Gy $cm^2$ )	Miranda y col. (2008) (Gy $cm^2$ )*	Este trabajo (2011) (Gy $cm^2$ )
<1	12	3		1,9	1,0	0,9
1 - <5	24	5	4,1	2,9	1,6	1,4
5 - <10	48	10		4,5	1,8	2,1
10-<16	98	18		15,4	5,1	5,0

\*Datos presentados en congreso IRPA 2008.

### Conclusiones

La evolución de los valores de la mediana para la magnitud  $P_{KA}$ , muestran que han ido disminuyendo en casi todo los rangos de edad estudiados después de 3 años de optimización de los procedimientos, además este servicio mantiene la tendencia mostrada en el año 2008, ya que sus valores comparados con otros estudios similares son menores.



## Estimación del daño genotóxico en pacientes irradiados con (18F) en tomografía por emisión de positrones

ALCARAZ BAÑOS, M.<sup>1</sup>, VILLENA GARCÍA, C.<sup>2</sup>, MORENO CAPDEVILA, C.<sup>2</sup>, NAVARRO FERNÁNDEZ, J.L.<sup>2</sup>, ALCARAZ SAURA, M.<sup>1</sup>, ACHEL, D.G.<sup>3,\*</sup>, CLAVER VALDERAS, M.A.<sup>2</sup>, OLIVARES RUEDA, A.<sup>1</sup>, OLMOS ORTÍZ, E.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Radiología y Medicina Física, Facultad de Medicina, Universidad de Murcia.

<sup>2</sup> Servicio de medicina Nuclear, Hospital General Universitario, Ciudad Sanitaria "Virgen de la Arrixaca", El Palmar (Murcia).

<sup>3</sup> Applied Radiation Biology Centre, Radiological and Medical Sciences Research Institute, Ghana Atomic Energy Commission, Legon-Accra, Ghana.

\* Correspondencia –C-e: mab@um.es

**Palabras clave:** radiación efectos, micronucleos, radiodiagnóstico, medicina nuclear.

### Introducción

El ensayo de micronúcleos (MN) en linfocitos de sangre periférica mediante bloqueo citocinético es un procedimiento bien establecido para dosimetría biológica con radiaciones ionizantes y que permite evaluar el daño cromosómico (genotóxico) inducido por los agentes mutagénicos (químicos y físicos).

El objetivo de este trabajo es determinar el efecto genotóxico (mutagénico) mediante el ensayo de MN, de las dosis de radiación administradas al paciente sometidos a exploraciones radiológicas médicas, poniendo especial atención en los pacientes oncológicos remitidos a nuestra unidad para la realización de estudios de PET-TAC con 2-(18F)-Fluoro-2-deoxi-d-Glucosa (18FDG).

### Material y métodos

Se han estudiado muestras de sangre procedentes de 100 pacientes: 1) 25 pacientes a los que se les ha realizado algún procedimiento diagnóstico y/o terapéutico en un servicio de radiodiagnóstico (coronariografías, arteriografías, urografías); 2) 25 pacientes a quienes se les ha administrado I<sup>131</sup> como consecuencia del tratamiento para la ablación de un carcinoma de tiroides en el servicio de Medicina Nuclear; 3) 25 pacientes que se han sometido a un procedimiento diagnóstico habitual de gammagrafía ósea; y 4) 25 pacientes a los que se les ha realizado un estudio PET-TAC con la administración de (18FDG). En todos los pacientes se han tomado dos muestras sanguíneas: 1) previo a la realización del procedimiento radiológico, o a la administración de 100 mCi de I<sup>131</sup>; 2) inmediatamente al finalizar el procedimiento radiológico, o al finalizar su hospitalización, tres días después, en el caso del I<sup>131</sup>.

Se ha realizado el test de MN sobre linfocitos humanos irradiados con bloqueo citocinético mediante citochalasina B, siguiendo la técnica descrita por IAEA (2001): sangre total se ha cultivado a 37°C durante 72 horas en 4,5 ml de medio HAM F-10 (Sigma Co, Madrid) conteniendo 15% suero bovino fetal, 16µg/ml fitohemaglutinina (Sigma Co, Madrid) y 100 µg/ml penicilina sódica/estreptomina (Sigma Co, Madrid) y glutamina 1 µg/ml; 44 horas tras el comienzo del cultivo, se añade cytochalasina B (Sigma Co.) a concentración de 6 µg/ml. A las 72 horas los cultivos se tratan con solución hipotónica (KCL, 75µM) y se fijan con metanol: ácido acético glacial (3:1). Las preparaciones se secan y se tiñen con May-Grünwald Giemsa. El recuento de MN se realiza sobre 3000 células binucleadas (CB), expresándose el número de MN en 500 CB (MN/500 CB), utilizando un microscopio Zeiss light microscope (Oberkochen, Alemania) con una magnificación de 400 X y de 1000 X para confirmar la presencia de MN en las células.

El estudio estadístico ha consistido en análisis de varianza complementado por un contraste de medias. Las variables cuantitativas se compararon mediante análisis de regresión y correlación lineales, considerándose valores significativos a (p<0,05).

### Resultados y discusión

En radiodiagnóstico se aprecia un aumento significativo del número de MN en las muestras irradiadas (7,5±1,1 MN/500CB) respecto de las no irradiadas consideradas controles (3,5±1,5 MN/500CB) (p<0,01). El contraste radiológico no induce modificaciones en la aparición de MNCB a las concentraciones empleadas.

En Medicina Nuclear, se observa un incremento significativo de MN/500CB tras la administración del I<sup>131</sup> (8,8±1,7 MN/500CB) respecto de las muestras previas no irradiadas y consideradas como controles (4,1±1,3 MN/500CB) (p<0,001). El aumento de la frecuencia de MN/500CB en estos pacientes permite valorar un efecto biológico de la radiación similar a la exposición a 25-40 cGy cuando se comparan con las curvas dosis-efecto previamente obtenidas.

En las muestras obtenidas tras la realización de las gammagrafías óseas (4,6±1,5 MN/500CB) no muestra diferencias significativas con las obtenidas inmediatamente antes de la exploración (4,5±1,9 MN/500CB). Los pacientes sometidos a PET/TAC con 18FDG presentan un incremento de MN (10,2±3,1 MN/500CB) respecto a las muestras controles no irradiadas del resto de exploraciones médicas (p<0,001); sin embargo, no muestran diferencias significativas con las obtenidas de esos pacientes tras la realización de la exploración PET/TAC estudiada (10,7±4,5 MN/500CB); lo que puede expresar una ausencia de efecto lesivo inducido por las dosis de radiación administradas en esta exploración y que puedan ser detectados a través del ensayo de MN sobre el tipo de paciente oncológico en quienes se han estudiado.

### Conclusiones

No hemos determinado ningún efecto genotóxico inducido directamente por la radiación ionizante en los pacientes sometidos a PET-TAC con (18FDG) en los procedimientos diagnósticos habituales realizados en el paciente oncológico. Este trabajo se ha realizado con una ayuda de la Convocatoria de Investigación y Desarrollo del **Ministerio de Ciencia e Innovación** dentro del Programa CENIT (Acrónimo: SENIFOOD) y con una (\*)Beca Predoctoral de la Agencia Internacional de la Energía Atómica (GHA10021).

## Estudio dosimétrico para la irradiación de un mujer embarazada durante el segundo trimestre de gestación

SÁNCHEZ MERINO, G. \*, MENDIGUREN, M.A., PACHECO, M., RABA, N., VÁZQUEZ, A.

Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, Santander.

\* Correspondencia –C-e: gsmrfir@gmail.com

**Palabras clave:** Radioterapia y embarazo, dosis al feto, dosimetría in vivo, dosis periférica, riesgo asociado a la radiación.

### Introducción

Ante la circunstancia eventual de tener que administrar un tratamiento de radioterapia a una mujer embarazada, las publicaciones existentes recomiendan realizar previamente una simulación del tratamiento para comprobar que las dosis administradas al feto se encuentran por debajo de los niveles considerados seguros.

El propósito del presente estudio es medir la dosis que recibiría el feto por cada Gy administrado en el tumor para el caso de una mujer en el segundo trimestre de embarazo (semana 23) con un linfoma inginal, y por tanto con el campo de tratamiento muy próximo a la pelvis. El fin era valorar la dosis que podía administrarse al tumor sin que el feto superase 500 mGy, teniendo en cuenta que el tratamiento tendría lugar a partir de la semana 25.

A diferencia de otros trabajos, en el aquí presente se han estudiado las características de la deposición de dosis a distancias muy próximas al borde del campo de tratamiento. Dicho estudio puede resultar de gran interés en otro tipo de tratamientos que requieran blindajes y en los que los puntos sensibles se encuentren más próximos al haz.

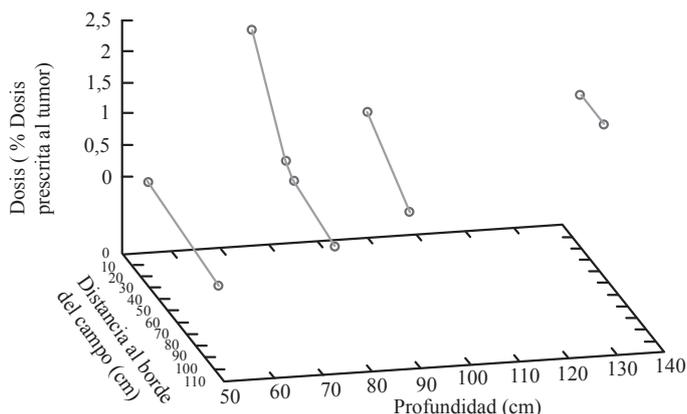
### Material y métodos

Se ha utilizado un maniquí antropomórfico Rando para simular a la paciente. El estudio se realizó para un único campo de tratamiento igual al que, eventualmente, debería usarse con la paciente real. Las medidas de dosis se realizaron utilizando dosímetros termoluminiscentes. Se realizó, además, un cálculo de la dosis a los puntos en los que estaban situados los dosímetros termoluminiscentes utilizando el sistema computarizado de planificación PCRT 3D. Todas las medidas se realizaron con y sin blindaje a aquella zona del maniquí en la que se localizó la posición correspondiente al feto durante el segundo trimestre de embarazo. El blindaje consistió en una mampara plomada y una lámina de 5 cm de espesor de Tungsteno. Se utilizó una energía de 6 MV para administrar la dosis al maniquí.

### Resultados y discusión

Se ha encontrado que:

1. El cálculo realizado por el sistema de planificación computarizado sobreestima en los dos casos estudiados la dosis. La dosis medida en todos los puntos en el caso en que se aplica el blindaje es muy inferior al calculado excepto para puntos a más de 5 cm del borde del campo de tratamiento.
2. La dosis aumenta ligeramente con la profundidad siendo mayor, para puntos situados a la misma distancia del borde del campo, para aquellos a mayor profundidad (figura 1). Dicho aumento disminuye en importancia con la distancia al borde del campo de tratamiento y es más acusado para el caso en el que no existe blindaje.
3. La disminución de la dosis al aumentar la distancia al borde del campo de tratamiento tiene un comportamiento exponencial para ambos casos.
4. Se encontró que las dosis depositada a los puntos más próximos al haz en los que podía localizarse el feto eran superiores a 500 mGy, para dar 40 Gy en tumor. Se decidió provocar el parto en la semana 32 de gestación puesto que la dosis en feto era alta y el crecimiento del tumor se había estacionado.



Los resultados obtenidos son compatibles con los observados en trabajos precedentes. El aumento de la dosis con la profundidad se debe al aumento del volumen de material dispersor con la profundidad. De los tres efectos que modulan la curva de depósito de dosis en función de la distancia al borde de campo, esto es: el decrecimiento con el cuadrado de la distancia, el aumento por build-up y la atenuación exponencial en el medio, este último domina sobre los dos primeros, que se cancelan mutuamente.



## Conclusiones

El presente estudio se concentra en las características de la dosis depositada a distancia muy próximas al haz de tratamiento (0-10 cm) en el que caso en que aplicamos un blindaje. Los sistemas de planificación computarizados basados en factores experimentales y correcciones por inhomogeneidad no proporcionan un cálculo adecuado para puntos que se encuentran fuera del haz de tratamiento. La situación se agrava cuando existen blindajes ya que estos casos no se consideran al modelizar el haz de radiación. Si bien, el cálculo constituye una primera aproximación, cuando sea necesario conocer la dosis en estas circunstancias resulta conveniente realizar la simulación del tratamiento y medir la dosis en los puntos de interés. Deben analizarse las características de cada tratamiento a la hora de tomar una decisión sobre su viabilidad. Por ejemplo, en nuestro caso concreto:

1. Para distancias al borde del campo de tratamiento más allá de los 5 cm el cálculo proporciona valores cuya diferencia con los valores medidos es del orden de la incertidumbre de éstos por lo que los cálculos pueden utilizarse en la valoración.
2. Para puntos más próximos al borde de campo ( $< 5$  cm) debido a la sobreestimación del cálculo, los valores obtenidos no son adecuados y pueden conducirnos a descartar un tratamiento que es viable y seguro.

## Valores de referencia en los indicadores de dosis a paciente

GÓMEZ LLORENTE, P.L.\* , HERNÁNDEZ RODRÍGUEZ, J., RAMOS PACHO, J.A., VERDE VELASCO, J.M., FERNÁNDEZ BORDES, M., MARTÍN RINCÓN, C., MONTES FUENTES, C., GARCÍA REPISO, S., DE SENA ESPINEL, E., MARTÍN NÚÑEZ, J.

Hospital Universitario de Salamanca. Servicio de Radiofísica y P.R.

**Palabras clave:** indicadores de dosis, Dosis de referencia, exploraciones complejas, TC, producto dosis área (PDA).

\* Correspondencia –C-e: radioproteccion.husa@saludcastillayleon.es

### Introducción

El RD 1976/1999 sobre Garantía de Calidad en Radiodiagnóstico estableció las bases para desarrollar la Protección Radiológica del Paciente en cumplimiento de la correspondiente directiva EURATOM. Transcurridos más de diez años de aplicación, consideramos urgente la revisión y actualización de su contenido, debido a las implicaciones legales que conlleva lo dispuesto en él, sobre todo en los aspectos que tienen que ver con la medida de los indicadores de dosis a paciente, y más concretamente en las exploraciones denominadas “*complejas*” y “*TAC*”.

### Material y métodos

Para este trabajo se han recopilado datos de distintas exploraciones realizadas en dos salas de hemodinámica y una de radiología vascular del Hospital Universitario de Salamanca. Los distintos tipos de exploraciones han sido:

- En Hemodinámica: angioplastias, coronografía y cateterismos.
- En Vascular: arteriografías de miembros inferiores, troncos supraaórticos, cerebral y centimetrada.

Para todos los casos, los datos que se han obtenido han sido: número de imágenes, tiempo de escopia, producto dosis por área (PDA) en escopia y en grafía en pacientes reales. Para cada exploración se hace un estudio estadístico simple, en el que obtenemos valores medios y desviación estándar, con el fin de analizar la validez de la metodología que se expone en el Real Decreto. También se muestran resultados del producto dosis por longitud (DLP), que es el indicador de dosis en TC, para cuatro equipos, en exploraciones rutinarias de cráneo, tórax y abdomen sobre pacientes reales, y se aborda la necesidad de puntualizar la metodología exigida por el RD para la obtención del valor de referencia.

### Resultados y discusión

HEMODINÁMICA Y VASCULAR				
Equipo	Tipo de exploración	Nº estudios evaluados	Valor medio PDA (Gy·cm <sup>2</sup> )	Desviación típica (Gy·cm <sup>2</sup> )
Hemodinámica	Coronografía	22	74,74	55,11
	Angioplastia percutánea	38	138,48	99,32
	Cateterismo	27	82,25	68,21
Vascular	Arteriografía de miembros inferiores	33	138,35	82,78
	Arteriografía cerebral	20	136,7	88,25
	TSA	19	119,1	65,05
	Centimetrada	6	549,88	171,88
TC				
Equipo	Tipo de exploración	Nº estudios evaluados	Valor medio DLP (Gy·cm)	Desviación estándar (%)
TC1	Cráneo	5	1217,79	2,90
TC2			584,80	2,56
TC3			1307,40	10,50
TC4			855,86	4,33
TC1	Tórax	5	525,13	17,19
TC2			388,12	29,28
TC3			954,64	47,81
TC4			424,32	13,85
TC1	Abdomen	5	759,80	33,51
TC2			526,10	18,40
TC3			1269,50	23,72
TC4			462,48	13,10

### Conclusiones

Establecer valores de referencia de dosis a paciente en exploraciones complejas tiene como inconveniente el hecho de que, para cada paciente, el valor de la dosis depende de muchos factores, y en casi todos los casos la desviación supone más del 50% del valor central (media). Si además se disminuye el número de datos a cinco como exige el RD, el indicador tiene todavía menos validez.

En el caso del TC, en cambio, la dispersión de valores es menor, sobre todo en cráneo, si bien pudiendo utilizar como magnitud el valor del CTDI, creemos que buscar una referencia en el valor de DLP carece de sentido, porque este parámetro introduce como variable la longitud explorada, y ésta puede variar mucho en las exploraciones de tórax y abdomen, no sólo entre distintas instalaciones, sino incluso considerando un mismo equipo.

## Propuesta de niveles de referencia para diagnóstico (NRD) en exploraciones complejas

RÍO FREIJO, M.\* , VIGIL GIMÉNEZ, A., COLL PUJOL, A.

Acpro, S.L., Barcelona.

\* Correspondencia –C-e: marta.rio@acpro.es

**Palabras clave:** Niveles de referencia, producto dosis-área, exploraciones complejas.

### Introducción

La obtención de niveles de referencia para radiodiagnóstico (NRD) en exploraciones complejas (digestivo, urografía, etc.) con equipos telemandos es un paso importante para la optimización de la protección radiológica de los pacientes.

En los últimos años en Cataluña se han implantado telemandos digitales que disponen de cámara de transmisión (interna y/o externa) que proporcionan los valores del producto dosis-área (PDA). La mayoría de estos equipos disponen también de modos de operación que permiten reducción de dosis sin detrimento de la calidad de imagen (escopia pulsada, cine, sustracción de imágenes, “road mapping”)...

Ante la necesidad de establecer dichos NRD, desde ACPRO, se ha realizado un estudio de 1682 exploraciones complejas en diferentes centros de Cataluña, tanto de la sanidad pública como privada.

### Material y métodos

A lo largo del 2008 y 2009 se recogieron en 17 centros de Cataluña (hospitales y centros de atención primaria) los datos relativos a exploraciones complejas en equipos telemandos dotados de cámara de transmisión. Además del PDA, se recogió el número de imágenes de grafía, el tiempo total de escopia y posibles observaciones sobre la exploración realizada. Todos los datos se introdujeron automáticamente en una base de datos para su posterior análisis y se obtuvieron los NRD a partir del tercer cuartil de la distribución de valores.

De todas las exploraciones recogidas, se ha prescindido de las efectuadas a personas obesas o muy delgadas, las relacionadas con carcinomas y pacientes pediátricos, para obtener valores correspondientes a pacientes estándares, tal y como se especifica en la definición de NRD.

En las exploraciones de pielografía y tránsito intestinal se ha prescindido de un centro específico que hacía subir el doble el valor del tercer cuartil, por falta de información respecto a la fiabilidad de los valores.

### Resultados y discusión

Con todos los datos recogidos, se ha obtenido la siguiente Tabla de valores:

Tipo de exploración	Tamaño de la muestra	3r cuartil		
		Tiempo	Nº disparos grafía	PDA
		(min)		(Gy*cm2)
TEGD (Tránsito esófago-gastro-duodenal)	781	3,9	15	23
EN (Enema opaco)	325	4,6	14	43
PI-UIV (Pielografía - Urografía intravenosa)	167	4,2	10	28
TI (Tránsito intestinal)	75	4,2	14	31
HIS (Histerosalpingografía)	65	2,3	9	7
URE (Uretrografía)	33	3,9	16	24
CI-CUMS (Cistografía - Cistouretrografía)	30	3,1	10	22
CREP (Colangiografía retrógrada endoscópica)	17	4,3	8	19
EOD (Enema doble contraste)	12	6,4	20	76
ESO (Esofagografía)	10	2,9	10	9

Para las exploraciones con más cantidad de muestras (EN y TEGD), se ha valorado el efecto de los diferentes modelos de telemando. Gracias a que uno de los centros nos proporcionó los datos para cada radiólogo, hemos podido comparar, sobre un mismo equipo y las dos exploraciones más frecuentes, la influencia del operador sobre los distintos parámetros valorados en el estudio.

Los valores de PDA obtenidos en este estudio para la gran mayoría de exploraciones se han comparado con los obtenidos en otros estudios europeos.

### Conclusiones

A la vista de los resultados presentados se puede concluir que, para las exploraciones de radiodiagnóstico complejas, tanto el operador como el modo de operación del equipo utilizado (escopia pulsada frente a escopia continua), son factores que influyen notablemente en el valor final de los tres parámetros estudiados. Un equipo con escopia pulsada puede reducir el valor del PDA a la mitad.

Asimismo, se ha apreciado que existe una falta de seguimiento y de registro de estos valores por parte de los centros, aunque el equipo los proporcione de manera bastante sencilla. Se pone de manifiesto la necesidad de que cada centro disponga de unos valores de referencia para detectar de manera rápida y precisa, posibles anomalías en el desarrollo del procedimiento diagnóstico, intentar no superarlos, e incluso, optimizarlos. Todo esto implica el tener bien calibrados los equipos, tanto los telemandos como las cámaras de transmisión.

El no disponer de unos NRD para estas exploraciones, dificulta la optimización de las dosis recibidas por el paciente, y se confirma, en el caso de Cataluña, que estamos por encima de otros estudios europeos.

## Evaluación inicial de la cultura de seguridad en un servicio de radiofísica y protección radiológica

---

MELGAR PÉREZ, J. \*, ORELLANA SALAS, A. , ARROCHA ACEVEDO, J.F.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica Hospital Punta de Europa (Área de Gestión Sanitaria del Campo de Gibraltar), Algeciras.

\* Correspondencia –C-e: jesusm.melgar.sspa@juntadenadalucia.es

**Palabras clave:** seguridad, calidad.

### Introducción

La atención sanitaria debe garantizar la seguridad de una serie de personas, equipos y prácticas clínicas para conseguir ofertar un servicio de calidad. Los sistemas de trabajo deben reducir al máximo los riesgos propios de la atención sanitaria y del entorno para los pacientes, familiares y profesionales, evitando, tanto como sea posible, los errores que se puedan cometer.

Un estudio riguroso y metodológicamente correcto de las circunstancias en las que se producen los errores nos ayudará a instaurar sistemas seguros que permitan prevenir los errores con independencia del factor humano, detectando las condiciones latentes que son las causas últimas de los errores sobre los que es necesario incidir.

Como punto de partida, especificado por el Plan de Calidad para el Sistema Nacional de Salud del Ministerio de Sanidad y Consumo, es necesario implantar una cultura de seguridad en los servicios hospitalarios, con una evaluación previa de ésta, para poder conocer los puntos fuertes y de mejora a criterio de los profesionales que lo forman, además de asimilar cuánto de involucrados están los propios profesionales en los aspectos relativos a la seguridad del paciente de forma global, pues esto conllevará una mejora en la calidad asistencial.

Las funciones que desarrolla el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica representan el paradigma de estos objetivos dentro de los riesgos que representan las radiaciones ionizantes en el ámbito hospitalario.

### Material y métodos

La evaluación previa de la cultura de seguridad del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Punta de Europa se llevó a cabo mediante la realización de una encuesta a todos los integrantes del Servicio.

La encuesta utilizada es la versión castellana del *Hospital Survey on Patient Safety* desarrollado por la *Agency for Healthcare Research and Quality (AHRQ)*. Los aspectos que mide son: *Trabajo en Equipo en el Servicio, Aprendizaje Organizacional / Mejora Continua, Percepción de Seguridad, Respuesta no punitiva, Dotación del Personal, Valoración Jefe / Supervisor, Comunicación sobre errores, Franqueza en la comunicación, Frecuencia de eventos notificados, Grado de Seguridad del Paciente, Apoyo de Gerencia en la Seguridad, Trabajo en equipo entre Unidades, Problemas en cambio de turno / transiciones y Número de Sucesos Notificados*.

Una vez realizada, se analizan los resultados valorando cada epígrafe en *Fortaleza* u *Oportunidad de Mejora* con los criterios que establece la propia encuesta. Al mismo tiempo, la encuesta sirvió para ampliar la formación en Seguridad del Paciente y la creación de un sistema de notificación de incidentes.

### Resultados y discusión

En base a los resultados obtenidos podemos concluir que una parte predominante de los aspectos evaluados en la encuesta se han determinado como *Fortaleza*, teniéndose una percepción positiva de la seguridad del paciente en el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Los aspectos que claramente se han determinado como *Fortaleza* fueron *Comunicación sobre errores* y *Frecuencia de eventos notificados* pese a que no existía un *Sistema de Notificación de Incidentes* por escrito que pueda quedar registrado.

De los aspectos considerados que se determinaron como *Oportunidad de Mejora* fueron *Dotación del Personal* y *Apoyo de la Gerencia a la Seguridad*.

El análisis de la encuesta y la formación dada para comunicar los resultados de la misma determinó la necesidad de crear un sistema de notificación de incidentes global para todas las áreas de trabajo del Servicio. En este sistema queda registrado por escrito cualquier incidente ocurrido, describiéndose con detalle el incidente, cómo se detectó, las barreras de seguridad que fallaron, la gravedad de los hechos, los factores latentes del incidente, las medidas tomadas para evitarlo y las sugerencias del profesional que detectó el error.

### Conclusiones

Se ha realizado el primer paso para construir una cultura de seguridad dentro del Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Punta de Europa, poniendo de manifiesto a criterio de los profesionales que componen el Servicio, los puntos fuertes y débiles en materia de Seguridad del Paciente. Además, esto ha conducido a formar a los propios profesionales en esta materia y a la creación de un Sistema de Notificación de Incidentes.



## **Implantación de un sistema de seguridad en el proceso radioterápico**

ORELLANA SALAS, A.\* , MELGAR PÉREZ, J., ARROCHA ACEVEDO, J.F.

Hospital Punta de Europa, Algeciras.

\* Correspondencia –C-e: ajosarc@gmail.com

**Palabras clave:** Seguridad, calidad, radioterapia.

### **Introducción**

Los sistemas de trabajo dentro del ámbito de la sanidad son complejos. Incluso las actividades más rutinarias implican encadenar y coordinar un número importante de acciones a desarrollar por diversos profesionales de especialidades distintas. Estos sistemas suelen fallar debido a una combinación de pequeños fallos a lo largo del proceso, cada uno de ellos insuficiente para causar el accidente. Debemos conseguir sistemas de trabajo seguros para cada proceso en que estemos involucrados, por lo que resulta fundamental implementar sistemas de seguridad que permitan evaluar y descubrir los puntos vulnerables en todas las fases del proceso.

En el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica del Hospital Punta de Europa se ha implantado un sistema de seguridad para el proceso radioterápico después del análisis y evaluación de la cultura de seguridad del Servicio.

### **Material y métodos**

La metodología seguida para el establecimiento de un sistema de seguridad para el proceso radioterápico ha sido la establecida en el Plan de Calidad para el Sistema Nacional de Salud del Ministerio de Sanidad y Consumo.

De forma general se establecieron los objetivos, indicadores y barreras que nos permitan medir el grado de seguridad, así como su monitorización y control una vez implantado. En primer lugar, se construyeron dos diagramas de flujo: un mapa con las áreas de personal implicadas, los profesionales que las componen y los respectivos responsables y otro con los objetivos buscados por cada área dentro del proceso total. A continuación, se realizó una valoración del riesgo de cada objetivo e indicador mediante una matriz de riesgo en la que se estima la probabilidad de ocurrencia y la gravedad en caso de que ocurra. Por último, se describieron las acciones correctoras (barreras) correspondiente a cada indicador. Se creó un *Informe de Seguridad* que abarcara todos los pasos del proceso para cada paciente, completando el ya existente en el Servicio, dentro del cual se encuentran las barreras de seguridad para todo el proceso radioterápico.

Los objetivos definidos han sido: Simulación, Planificación, Transmisión de Datos, Puesta y Registro.

Los indicadores establecidos para la Simulación son: Identificación del Paciente, Creación / Duplicidad del Paciente en la Tomografía Computarizada (TC), Petición de la TC, Localización anatómica, Verificación del Simulador, Asignación de imágenes TC / Sistema de Planificación (SP), Inmovilización del Paciente y Delimitación de Volúmenes de Riesgo. Para la Planificación son: Control de Calidad, Control de Parámetros de Seguridad, Informe dosimétrico y Cálculo independiente de las Unidades de Monitor. Para la Transmisión de Datos son:

Coincidencia de todos los Registros de Datos (Ficha-SP-Unidad de Tratamiento). Para la Puesta son: Verificación mediante imágenes de control y Verificación mediante indicadores de la unidad de tratamiento. El indicador para el objetivo Registro es: Registro del Informe de Seguridad completo.

Debido a su importancia y complejidad el control de Calidad del acelerador y equipamiento se trata de forma independiente.

### **Resultados y discusión**

Del análisis en cuanto a seguridad del paciente de los distintos objetivos e indicadores que se incluyen en el proceso radioterápico se extrae que los riesgos son apreciables e incluso importantes en determinados indicadores, por lo que habrá que tener un exhaustivo control de las variables de riesgo, además de tomar medidas preventivas que eviten cualquier posible riesgo al paciente. Esto se trata de solventar mediante el *Informe de Seguridad*, el cual será evaluado semestralmente para comprobar su eficacia y si es necesario modificado según las necesidades e incidencias detectadas. Este Informe de Seguridad queda incluido en el Programa de Garantía de Calidad en Radioterapia del centro.

### **Conclusiones**

Se ha creado un sistema de seguridad para el proceso radioterápico mediante la introducción de un Informe de Seguridad para cada paciente. Este informe de seguridad se describe mediante objetivos, indicadores y barreras y quedará registrado. Se estableció una periodicidad para su revisión.

## **Proyecto ERRAPRI: estimación del riesgo radiológico a los pacientes en radiología intervencionista. primeros resultados y propuesta de índices de complejidad**

RUIZ-CRUCES, R.<sup>1\*</sup>, VAÑO, E.<sup>2</sup>, HERNÁNDEZ-ARMAS, J.<sup>3</sup>, CARRERA, F.<sup>4</sup>, DÍAZ, F.<sup>3</sup>, GALLEGO BEUTER, J.J.<sup>2</sup>, RUIZ MUÑOZ-CANELA, J.J.<sup>5</sup>, SANCHEZ CASANUEVA, R.<sup>2</sup>, PEREZ MARTÍNEZ, M.<sup>1</sup>, FERNÁNDEZ SOTO, J.M.<sup>2</sup>, MUÑOZ, V.<sup>6</sup>, MORENO, F.<sup>4</sup>, MORENO, C.<sup>5</sup>, MARTÍN-PALANCA, A.<sup>7</sup>

<sup>1</sup> CIMES. Universidad de Málaga.

<sup>2</sup> H. San Carlos, Madrid.

<sup>3</sup> H. Univ. Canarias, Tenerife.

<sup>4</sup> Hospital JR. Jiménez, Huelva.

<sup>5</sup> H. Carlos Haya, Málaga.

<sup>6</sup> H. Parque San Antonio, Málaga.

<sup>7</sup> H Clínico Univ, Málaga.

\* Correspondencia –C-e: rrcmf@uma.es

**Palabras clave:** protección radiológica, paciente, radiología intervencionista.

### **Introducción**

El proyecto ERRAPRI (2009- 2012) permitirá evaluar los aspectos más relevantes del riesgo radiológico asociado a las técnicas de radiología intervencionista (RI) guiadas por fluoroscopia en una muestra de hospitales españoles de tres Comunidades Autónomas. Entre los objetivos específicos se encuentran: evaluar los protocolos de los procedimientos, especialmente en los parámetros relacionados con las dosis de radiación y la información diagnóstica obtenida para establecer balances coste (en riesgo radiológico) /beneficio para los procedimientos evaluados; así como proponer un índice de complejidad de los procedimientos, en varios niveles, basándonos en la dificultad de realización de los mismos, evaluando su relación con valores de dosis de radiación.

### **Material y métodos**

Tras consensuar una propuesta de metodología común para la caracterización de los equipos de rayos X y de la cadena de imagen, se han obtenido los resultados de las calibraciones de los equipos, obteniendo los factores de corrección de los sistemas de medida de dosis a los pacientes que incorporan los diferentes equipos. Para ello se han usado cámaras de ionización calibradas PTW y RADCAL. La evaluación de la calidad de imagen se ha realizado con el TEST DE LEEDS.

Se han seleccionado algunos tipos de procedimientos intervencionistas en base a su frecuencia en los centros participantes en el proyecto ERRAPRI. Se han obtenido unos primeros resultados de dosis para estos procedimientos, almacenando las imágenes de algunos de ellos que se circularán en soporte DVD para un posterior análisis de la información diagnóstica, calidad de las imágenes y niveles de complejidad que se compararán con la técnica empleada y las dosis impartidas a los pacientes.

Se han realizado unas propuestas iniciales de índice de complejidad en algunos procedimientos que pueden dar lugar a tiempos de fluoroscopia más largos, o a un número de series de imágenes mayor del habitual o incluso, en determinados casos, a la necesidad de utilizar el equipo de rayos X en modos de fluoroscopia de alto contraste para visualizar mejor determinado tipo de detalles anatómicos o el propio resultado de la intervención (como la colocación de un stent).

### **Resultados y discusión**

Se presenta la propuesta metodológica, los primeros resultados obtenidos, así como el consenso de los índices de complejidad (en tres niveles) para los procedimientos seleccionados.

Presentamos algunos valores de dosis en fase inicial, para los siguientes procedimientos:

Arteriografía de Miembros Inferiores n= 133 (Min. 9,2 Gy.cm<sup>2</sup>) (Max. 1526 Gy.cm<sup>2</sup>)

(Media 70,8 Gy.cm<sup>2</sup>)

Drenaje Biliar n= 39 (Min. 14,7 Gy.cm<sup>2</sup>) (Max. 50,9 Gy.cm<sup>2</sup>), (Media 17,7 Gy.cm<sup>2</sup>)

Quimioembolización Hepática n= 28 (Min. 35,3 Gy.cm<sup>2</sup>) (Max. 376 Gy.cm<sup>2</sup>),

(Media 111 Gy.cm<sup>2</sup>)

Arteriografía Renal n= 16 (Min. 12,4 Gy.cm<sup>2</sup>) (Max. 239 Gy.cm<sup>2</sup>), (Media 91,6 Gy.cm<sup>2</sup>).

### **Conclusiones**

Los índices de complejidad de este grupo de procedimientos permitirán ofrecer a la comunidad científica una orientación para proponer niveles de referencia de dosis a los pacientes de radiología intervencionista, en base a dichos índices de complejidad siguiendo las recomendaciones de la ICRP.

Proyecto financiado por el CSN (Resolución 8-07-2009 Plan I+D).

## Dosis en niños en procedimientos intervencionistas

HUERTAS, C.A.\* , CORREDOIRA, E., ORDÓÑEZ, J., LUQUERO, N., SENDE, J.A., HUERGA, C., PLAZA, R.,

Hospital Universitario La Paz, Madrid.

\* Correspondencia –C-e: concepcionhuertasmartinez@hotmail.es

**Palabras clave:** Dosis, PKA, pediatría, radiología intervencionista.

### Introducción

La radiología intervencionista pediátrica utiliza control de escopia para la realización de estudios principalmente terapéuticos. El objetivo del presente trabajo es determinar las dosis recibidas por niños en este tipo de procedimientos.

### Material y métodos

Se evalúan 69 pacientes pediátricos a los que se le realizaron procedimientos de radiología intervencionista; principalmente colocación y recolocación de vías centrales, drenajes y dilataciones biliares, dilataciones portales, dilataciones de la cava y suprahepática. En cada estudio se recoge edad y peso del paciente, producto kerma área (PKA), tiempo de escopia y número de imágenes adquiridas. Todos los estudios se realizan en 2 salas de radiología intervencionista de adultos, que un día a la semana se dedica a pacientes pediátricos. Los datos recogidos corresponden al año 2010. Los equipos instalados son Philips, uno modelo Integris Allura del año 2001 y otro más antiguo Philips Integris 3000 del año 1994. Los cuatro radiólogos que realizan los procedimientos tienen un segundo nivel en protección radiológica.

### Resultados y discusión

Los resultados obtenidos han sido:

Estudio	Número pacientes	Edad (años)	Peso (kg)	PKA(Gycm <sup>2</sup> )	Tiempo de escopia (min)	Número de imágenes
Totales	69	6,8±5,3	20,6±13,9	28,9±46,6	12,3±15,2	55,7±66,9
Drenaje + Dilatación Biliar	17	7,7±4,9	24,2±13,9	39,3±51,2	15,8±16,9	76,4±67,9
Vías centrales	30	5,3±4,6	16,2±11,9	6,5±10,2	5,2±7,2	10,6±22,9
Dilataciones Portales	3	3,1±0,7	13,3±4,3	58,16±9,6	28,2±10	143,6±44
Dilatación Cava + Suprahepática	4	7±5,1	18,9±15,7	39,7±18,8	16,4±7,5	107±75,1

En la Tabla no se han incluido exploraciones con menos de tres pacientes. Existe un paciente con cinco estudios realizados en un periodo de menos de dos meses, éste ha recibido una dosis total de 635.6Gycm<sup>2</sup>. Igualmente, a cuatro y seis pacientes se les repitieron tres y dos estudios, respectivamente.

Se comprueba que los resultados son similares a los obtenidos por Chida K[1]. Su estudio con 34 pacientes pediátricos en intervenciones no cardíacas obtuvo un valor promedio de PKA de 22.4±25.09Gy cm<sup>2</sup>. Para drenajes biliares los valores obtenidos son inferiores a los valores de referencia americanos (100 Gycm<sup>2</sup>) y españoles de adultos (80 Gy.cm<sup>2</sup>).

[1] Chida K. et al Radiation dose to the pediatric cardiac catheterization and intervention patient. AJR 2010;195:1175-1179.

### Conclusiones

Los datos recogidos permiten separar las dosis en función del tipo de estudio y compararlos entre ellos. De manera que las vías centrales son los que menos dosis y tiempo de escopia requieren y las dilataciones portales los que mas. Mientras que los drenajes biliares y la dilatación cava son procedimientos similares en dosis y también en tiempo de escopia. Aun así en algunos estudios harían falta mas pacientes.

## Reducción de incidencias en el informe dosimétrico mediante checklist

BELTRAN VILAGRASA, M.\* , SÁEZ BELTRÁN, J., FA ASENSIO, X., SEOANE RAMALLO, A., HERMIDA LÓPEZ, M., TORIBIO BERRUETE ,I., SÁNCHEZ HERNÁNDEZ, N.

Hospital Vall d'Hebron, Barcelona.

\* Correspondencia –C-e: mbeltran@vhebron.net

**Palabras clave:** Errores, dosimetría clínica.

### Introducción

El tratamiento de pacientes con Radioterapia Externa es un proceso complejo y compuesto por diferentes etapas donde intervienen distintos profesionales. Con la finalidad de disminuir el número de errores en los informes dosimétricos que el técnico dosimetrista presentaba al físico para su aprobación, el Servicio de Física del Hospital Universitari Vall d'Hebron de Barcelona incorporó un checklist de dosimetría clínica. En este trabajo se describe este checklist, su eficacia y la aceptación de este por los miembros del equipo.

### Material y métodos

En junio de 2010, en el servicio de Física del HUVH se empezó a utilizar un checklist que verifica algunos de los parámetros del informe dosimétrico. Este checklist consta de 18 ítems a cumplimentar por el técnico dosimetrista y un ítem de valoración de la dosimetría a cumplimentar por el físico responsable de la dosimetría clínica. Se aplica a todos los informes de tratamientos de RT conformada en 3D. El sistema de planificación y cálculo utilizado es el Eclipse v.7.5 y la aplicación informática ARIA v.8.0 todo de Varian Medical System.

A rellenar por el técnico			
<input type="checkbox"/> Si	Comprobado origen de TAC según hoja simulación.		<input type="checkbox"/> Inicio <input type="checkbox"/> Final
<input type="checkbox"/> Si	Comprobada unidad de tratamiento según 'Time Planner'.		
<input type="checkbox"/> Si	Comprobada prescripción de dosis .		
<input type="checkbox"/> Si	Comprobado que el volumen Body está bien delimitado.		
<input type="checkbox"/> Si	<input type="checkbox"/> N/P	Campos directos a DFS Fija.	
<input type="checkbox"/> Si	Nombres correlativos de los campos de tratamiento		
<input type="checkbox"/> Si	<input type="checkbox"/> N/P	Campos de posicionamiento con 6 MV después de los campos de tratamiento y con el nombre indicando el ángulo del brazo.	
<input type="checkbox"/> Si	Punto de Referencia e ICRU ligados al PTV en tratamiento.		
<input type="checkbox"/> Si	<input type="checkbox"/> N/P	Nota de configuración al camp a 0° o primer camp de posicionamiento.	
<input type="checkbox"/> Si	<input type="checkbox"/> N/P	Puntos de cálculo UM correspondientes según Instrucción.	
<input type="checkbox"/> Si	<input type="checkbox"/> N/P	Cuanas dinámicas: modo asimétrico y UM $\geq 21$ .	
<input type="checkbox"/> Si	<input type="checkbox"/> No	DRR según patología.	
<input type="checkbox"/> Si	<input type="checkbox"/> N/P	"Extended Mode" en campos 180° si se considera necesario.	
<input type="checkbox"/> Si	<input type="checkbox"/> N/P	Tipo de normalización.	
<input type="checkbox"/> Si	<input type="checkbox"/> N/P	Verificación colisiones en campos de electrones.	
<input type="checkbox"/> Si	<input type="checkbox"/> N/P	Impresión PDF del informe UM y guardado con el nombre correspondiente	
<input type="checkbox"/> Si	<input type="checkbox"/> N/P	Verificar que las isodosis del plan suma muestran las dosis de prescripción de las dosimetrías parciales.	
<input type="checkbox"/> Si	<input type="checkbox"/> N/P	Plomos enviados al cortador.	
Observaciones:			

### Resultados y discusión

Desde junio hasta final de diciembre del 2010 los técnicos han rellenado 1011 checklists. La aceptación por parte de los técnicos ha sido muy buena, coinciden en que es una herramienta útil para sistematizar el proceso de preparación de la dosimetría. A pesar del checklist debidamente cumplimentado por el técnico, el físico identificó un 5.4% de informes dosimétricos que presentaban algún error. Los errores más frecuente fueron; la incorrecta transcripción de las coordenadas del isocentro (29%), incidencias con las DRR (16%) e incidencias con los puntos usados para la verificación independiente de UM (16%). Finalmente se analizó el porcentaje de dosimetrías que el Servicio de Radioterapia devolvió a Física porque presentaban alguna incidencia relacionada con la dosimetría, fueron 1.5% antes de entrar en funcionamiento el checklist y 0.8% después. La incidencia más habitual fue la imposibilidad de reproducir el tratamiento por motivo de colisión con el cabezal de la unidad y el paciente.

### Conclusiones

Una verificación sistemática de los parámetros del informe dosimétrico mediante un checklist reduce el número de incidencias relacionadas con la dosimetría clínica. La disminución del porcentaje de incidencias significa reducir el riesgo de error en el tratamiento y por lo tanto aumenta la seguridad del paciente tratado.

## Resultados preliminares de espectrometría de neutrones en la sala de tratamiento de protonterapia en Ithemba Labs (Suráfrica)

DOMINGO, C.<sup>1,\*</sup>, GARCÍA-FUSTÉ, M.J.<sup>1</sup>, AMGAROU, K.<sup>1</sup>, SÁNCHEZ-DOBLADO, F.<sup>2,3</sup>, NIETO-CAMERO, J.<sup>4</sup>

<sup>1</sup> Departament de Física. Univ. Autònoma de Barcelona.

<sup>2</sup> Departamento de Fisiología Médica y Biofísica, Univ. de Sevilla.

<sup>3</sup> Hospital Universitario Virgen Macarena (Sevilla).

<sup>4</sup> iThemba LABS. Medical Radiation Group (Cape Town, Southafrica).

\* Correspondencia –C-e: carles.domingo@uab.cat

**Palabras clave:** espectrometría de neutrones, dosis periférica, protección del paciente, protonterapia.

### Introducción

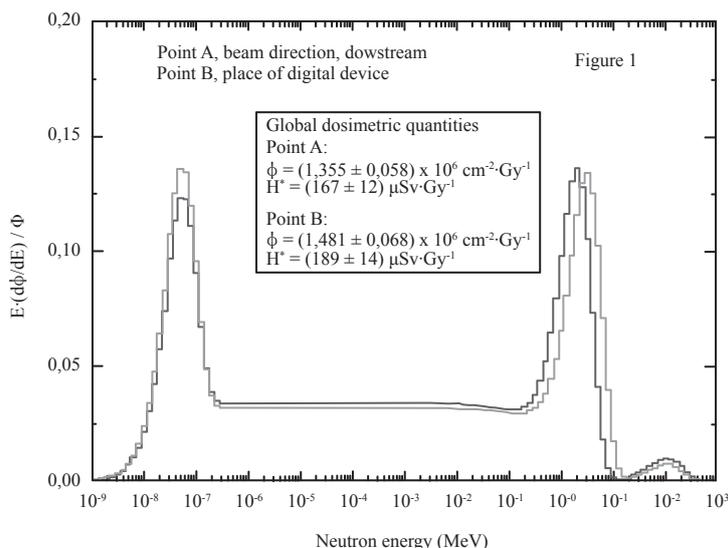
Los haces de protones que se originan en aceleradores de hadrones de alta energía llevan a la producción de neutrones cuando los protones interaccionan con los elementos presentes en la línea del haz. Además, cuando estos protones se utilizan para tratamientos de protonterapia, su interacción con el paciente conlleva también producción de neutrones, debida principalmente a las interacciones con el C, O y N. Todo ello representa una fuente de radiación no deseada que incrementa el riesgo de desarrollo de segundos cánceres por parte del paciente. La evaluación de los factores de riesgo asociados es uno de los objetivos de nuestro proyecto.

### Material y métodos

Los espectros neutrónicos se midieron utilizando el espectrómetro activo de esferas Bonner del Grupo de Física de las Radiaciones de la Universitat Autònoma de Barcelona. Las medidas se realizaron en dos puntos en la sala de tratamiento de la instalación de radioterapia de iThemba Labs (Ciudad del Cabo, Suráfrica), con un maniquí antropomórfico para simular el efecto del paciente. El punto A se halla en la línea del haz, 2.33 m después del isocentro, en el sentido de avance del haz, mientras que el punto B se halla en el mismo lugar que el dispositivo digital de medida, a ~3.4 m del isocentro y en una dirección que, desde el propio isocentro, forma un ángulo de ~60° con la dirección del haz. Las irradiaciones se efectuaron en un haz de protones con una energía primaria de 200 MeV, irradiando un volumen cilíndrico en el maniquí, de 10 cm de diámetro y 10 cm de profundidad.

### Resultados y discusión

La figura muestra los espectros en términos de letargia en los dos puntos considerados. No aparecen diferencias apreciables entre ambos espectros, tal como se esperaba a partir de los resultados previos a la simulación. Alrededor de los 100 MeV se observa un pico de alta energía (con una contribución de 1.69% a la fluencia y de 4.47% a la dosis para el punto A, y de 1.26% y 3.23% respectivamente para el punto B, debido a la contribución de la producción directa. El prominente pico de evaporación aparece alrededor de 1–2 MeV, y también están presentes los neutrones térmicos y epitérmicos debidos a las interacciones de los neutrones primarios con el aire, materiales y paredes de la sala de tratamiento. Los neutrones rápidos originan la mayor contribución a la dosis (alrededor del 85%).



### Conclusiones

Los valores obtenidos en las magnitudes dosimétricas globales son del mismo orden que los que se obtienen en las salas de tratamiento de radioterapia convencional. Consecuentemente, las planificaciones de los tratamientos de protonterapia debieran tomar en consideración el riesgo de cánceres radioinducidos, debidos a las dosis neutrónicas periféricas, de una forma similar a como lo estamos empezando a realizar en los tratamientos de radioterapia convencional.

## Medida de la contaminación neutrónica en la instalación de protonterapia de Ithemba Labs

EXPÓSITO, M.R.<sup>1,\*</sup>, TERRÓN, J.A.<sup>2</sup>, NIETO-CAMERO, J.J.<sup>3</sup>, KORF A.<sup>3</sup>, LOUBSER, M.<sup>3</sup>, SÁNCHEZ-DOBLADO, F.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Dpto. de Fisiología Médica y Biofísica, Univ. Sevilla, Sevilla.

<sup>2</sup> H. Virgen Macarena, Sevilla.

<sup>3</sup> Medical Radiation, iThemba LABS, Ciudad del Cabo. Sudáfrica.

\* Correspondencia –C-e: mtromero@us.es

**Palabras clave:** protonterapia, fotoneutrones, dosis periférica, detector digital.

### Introducción

Los protones y los iones posibilitan una mayor conformación en las distribuciones de dosis. Además, la dosis integral es significativamente más baja que con fotones, lo cual implicaría un riesgo más bajo de un cáncer radioinducido usando protones. Sin embargo, el riesgo asociado con la producción indeseada de neutrones no está bien estudiado. El propósito de este trabajo es el de estudiar esta producción para estimar la dosis que recibe el paciente en una instalación no evaluada previamente.

### Material y métodos

Se ha realizado un conjunto de experimentos para caracterizar la producción de neutrones en la instalación de protonterapia de iThemba Labs en Sudáfrica. Se ha aplicado el mismo procedimiento seguido en radioterapia convencional de fotones [1]. Se usó un detector digital [2] para medir la dosis de neutrones en el interior de la sala (cerca de la pared, figura 1), bajo diferentes condiciones de irradiación sobre un maniquí, para estudiar las dependencias con la energía del haz, su tamaño y la profundidad del volumen blanco.

### Resultados y discusión

La producción de neutrones en la posición indicada en la figura 1 depende principalmente del número de unidades monitor del tratamiento. Existe una relación lineal entre ambas, tal y como ocurre en radioterapia con fotones. Para las distintas irradiaciones, no se encontraron diferencias significativas entre la lectura del detector digital por cada unidad monitor. La desviación estándar de estos valores es de alrededor del 10%. Además, estos valores son del mismo rango de los valores determinados en radioterapia convencional, similares a los de un acelerador Varian de 15 MV u otros aceleradores de mayor energía. Sin embargo, estos resultados presentan una incertidumbre asociada a la falta de conocimiento de la dosis depositada por neutrones ultrarrápidos, dado que la respuesta del detector digital es principalmente sensible a neutrones térmicos, conociéndose su respuesta hasta 20 MeV. Hasta la fecha no se ha efectuado una calibración para energía superiores, por no existir esa posibilidad en el mundo hasta previsiblemente el próximo noviembre.

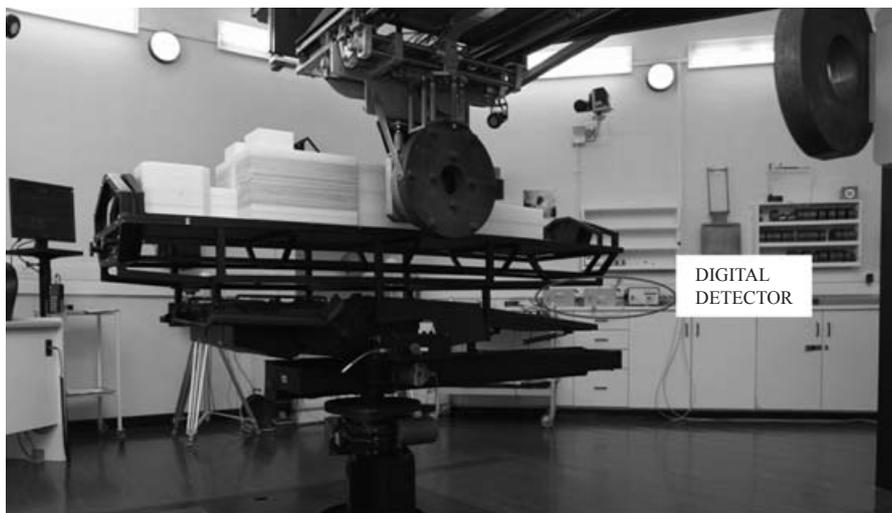


Figura 1. Detector digital y maniquí antropomórfico en la sala de tratamientos.

### Conclusiones

Se ha empleado un detector digital para caracterizar la producción de neutrones en una instalación de protonterapia bajo diferentes condiciones de irradiación. No se ha encontrado una producción mayor de la que se produce en radioterapia con fotones. Estas medidas se correlacionarán con las dosis equivalentes en órganos medidas en el maniquí, para establecer un procedimiento que permita el cálculo de dosis en paciente.

## Comparativa de la dosis periférica de neutrones en pacientes sometidos a tratamientos conformados, IMRT y RapidArc

EXPÓSITO, M.R.<sup>1\*</sup>, PAIUSCO, M.<sup>2</sup>, CAGNI, E.<sup>2</sup>, FILICE, S.<sup>3</sup>, GHETTI, C.<sup>3</sup>, TERRÓN, J.A.<sup>4</sup>, SÁNCHEZ-NIETO, B.<sup>5</sup>, SÁNCHEZ-DOBLADO F.<sup>1,4</sup>

<sup>1</sup> Dpto. de Fisiología Médica y Biofísica, Univ. Sevilla, Sevilla.

<sup>2</sup> Arcispedale S. Maria Nuova, Reggio Emilia, Italia.

<sup>3</sup> Azienda Ospedaliero-Universitaria, Parma, Italia.

<sup>4</sup> H. Virgen Macarena, Sevilla.

<sup>5</sup> Dpto. de Física, Pontificia Univ. Católica de Chile, Santiago, Chile.

**Palabras clave:** Fotoneutrones, dosis periférica, IMRT, RapidArc, detector digital.

### Introducción

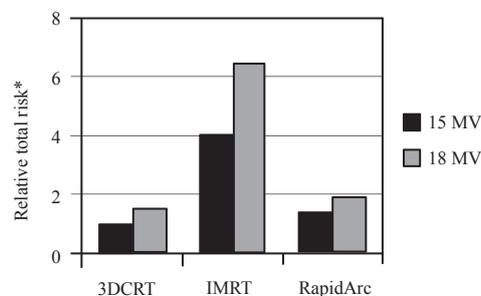
Actualmente se están implantando en la clínica nuevas técnicas como la IMRT y el RapidArc. Por tanto, resulta conveniente el determinar los parámetros relevantes que permitan la comparación con la radioterapia convencional para la selección del tratamiento óptimo. El objetivo del presente trabajo es el de llamar la atención en la contribución de fotoneutrones a la dosis periférica recibida por el paciente, como uno de los parámetros a considerar en la comparación/optimización de la planificación.

### Material y métodos

Se diseñaron cuatro tratamientos diferentes (cabeza, próstata, recto y ginecológico) para un maniquí antropomórfico tipo Anderson, en los aceleradores Varian Clinac 2100 C/D de 18 MV y DHX 2100 de 15 MV. Para el primer acelerador se planificaron los tratamientos conformados y de IMRT, mientras que para el segundo, conformados y de RapidArc. Durante la planificación, el objetivo fue el de cubrir el PTV con la isodosis del 95%. Se empleó el procedimiento presentado en [1,2] para la estimación de las dosis equivalentes y el riesgo asociado a las mismas.

### Resultados y discusión

La principal diferencia entre las distintas técnicas teniendo en cuenta la producción de neutrones, es el número de Unidades Monitor (UM) y la energía empleada. Tanto la RapidArc como la IMRT, requieren un incremento del número de UM con respecto a los tratamientos conformados. Así, se han encontrado dosis más altas para estos tratamientos, especialmente para la IMRT. Como ejemplo, para un tratamiento de recto en el acelerador de 15 MV, la dosis equivalente en pulmón muestra un incremento de 1,4 y de 2,3 para los tratamientos de RapidArc y de IMRT, respectivamente. Para todos los casos, los tratamientos de IMRT en el acelerador de 18 MV muestran los riesgos más altos de inducirse un segundo cáncer debido a los neutrones.



\* Los valores se encuentran normalizados al valor del tratamiento conformado a 15 MV.

**Figura 1.** Riesgo total de producirse un segundo cáncer en un tratamiento de recto.

### Conclusiones

Se han comparado diferentes técnicas en términos de la contribución neutrónica a la inducción de segundos cánceres, siendo la IMRT la de mayor riesgo. Dado el menor número de UM en los tratamientos conformados, éstos muestran el riesgo más bajo. Este nuevo parámetro debería ser considerado a la hora de seleccionar el tratamiento óptimo del paciente.

[1] Sánchez-Doblado, F., Domingo, C., Gómez, F. et al. (2010). "Neutron component in peripheral dose of patients under radiotherapy". *Radioter Oncol*, 96:S475.

[2] Romero-Expósito M T, Terrón J A, Barquero R et al. (2010). "Experimental model for determination of neutron peripheral dose in patients undergoing high energy photon beam radiotherapy". *Radioter Oncol*;96:S473.

## Dosis neutrónica en tratamientos de radioterapia localizados en zona pélvica

TERRÓN, J.A.<sup>1</sup>, EXPÓSITO, M.R.<sup>2\*</sup>, BARQUERO, R.<sup>3</sup>, DOMINGO, C.<sup>4</sup>, GARCÍA-FUSTÉ, M.J.<sup>4</sup>, AMGAROU, K.<sup>4</sup>, GÓMEZ, F.<sup>5</sup>, LAGARES, J. I.<sup>6</sup>, SÁNCHEZ-DOBLADO, F.<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup> Hospital U. V. Macarena, Sevilla.

<sup>2</sup> Dpto. de Fisiología M. y Biofísica, Univ. Sevilla.

<sup>3</sup> Hospital Río Hortega, Valladolid.

<sup>4</sup> Dpto. de Física, Univ. Autònoma de Barcelona, Barcelona.

<sup>5</sup> Dpto. de Física de Partículas, Univ. Santiago Compostela, Santiago de Compostela.

<sup>6</sup> Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT), Madrid.

\* Correspondencia –C-e: mtromero@us.es

**Palabras clave:** Fotoneutrones, dosis periférica, dosis equivalente en órgano, detector digital.

### Introducción

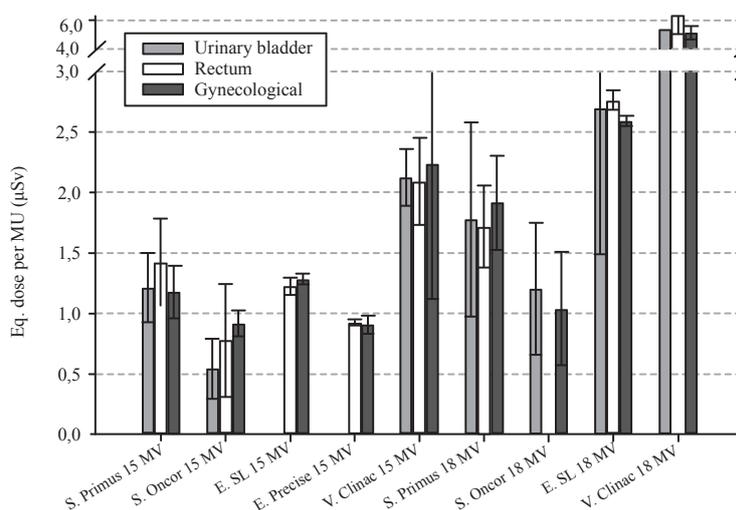
La dosis periférica de neutrones es actualmente una cuestión de gran interés. Por ello, se ha llevado a cabo un proyecto para evaluar la dosis de neutrones y se ha diseñado un modelo para conocer esta dosis a partir de la lectura de un detector digital [1]. Sin embargo, la generalización del modelo no es simple dada la cantidad de posibles parámetros que intervienen (sala de tratamiento, fabricante del acelerador, tamaño del paciente, localización del tratamiento). Algunos de ellos se han considerado en el modelo, pero cuando se realizan medidas reales no es fácil comparar los distintos tratamientos. Para simplificar esta comparativa, los tratamientos se agruparon de acuerdo a su localización. Uno de los grupos seleccionado fue el de las patologías en pelvis. El objetivo de este trabajo es el de estudiar el comportamiento de las dosis en los distintos órganos para tratamientos de recto, vejiga urinaria o patologías ginecológicas.

### Material y métodos

Se determinaron las dosis equivalentes en órganos a partir de la lectura del detector digital usando el modelo desarrollado previamente [2]. Se evaluaron más de mil pacientes en un total de 40 instalaciones distintas, con aceleradores de 15, 18 y 23 MV y de tres fabricantes diferentes (Siemens, Elekta y Varian). Para cada paciente, se midió en al menos una sesión de su tratamiento.

### Resultados y discusión

La comparación de la dosis equivalente por unidad monitor debida a neutrones obtenida en los 14 órganos y tejidos de interés (cerebro, tiroides, pulmón, esófago, mama, estómago, hígado, vejiga, colon, ovarios, testículos, piel, médula ósea, superficie ósea) con los diferentes tratamientos pélvicos muestra que no hay una diferencia significativa entre estas dosis para un acelerador determinado. La dispersión está por debajo del 15%. Puede verse como ejemplo en la figura la dosis en pulmón debida a distintos tratamientos pélvicos.



**Figura. 1.** Dosis equivalente por unidad monitor en pulmón para los tratamientos de recto, ginecológicos y vejiga urinaria.

### Conclusiones

Los resultados indican que para facilitar la comparación entre diferentes aceleradores es posible agrupar los tratamientos presentados, dado que no hay diferencias significativas en las dosis de los órganos fuera del campo de tratamiento. Otras patologías de la misma región, como la próstata, no se han incluido dada su alta incidencia y el especial interés en sí mismo.

[1] Sánchez-Doblado, F., Domingo, C., Gómez, F. et al. (2010), "Neutron component in peripheral dose of patients under radiotherapy". *Radioter Oncol*;96:S475.

[2] Romero-Expósito, M.T., Terrón, J.A., Barquero, R. et al. (2010). "Experimental model for determination of neutron peripheral dose in patients undergoing high energy photon beam radiotherapy". *Radioter Oncol*;96:S473.

## Influencia de la composición y del tamaño del maniquí sobre la dosis periférica de neutrones en tratamientos de radioterapia

DOMINGO, C.<sup>1,\*</sup>, AMGAROU, K.<sup>1</sup>, GARCÍA-FUSTÉ<sup>1</sup>, M.J., EXPÓSITO, M.R.<sup>2</sup>, TERRÓN, J.A.<sup>3</sup>, GONZÁLEZ-SOTO, X.<sup>4</sup>, GÓMEZ, F.<sup>4</sup>, SÁNCHEZ-DOBLADO, F.<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup> Departament de Física. Univ. Autònoma de Barcelona.

<sup>2</sup> Departamento de Fisiología Médica y Biofísica, Univ. de Sevilla.

<sup>3</sup> Hospital Universitario Virgen Macarena (Sevilla).

<sup>4</sup> Departamento de Física de Partículas. Univ. de Santiago de Compostela.

\* Correspondencia –C-e: carles.domingo@uab.cat

**Palabras clave:** irradiación de los maniqués. Radioterapiadosis periférica, evaluación de dosis equivalente debida a los neutrones.

### Introducción

La dosis periférica en los tratamientos de radioterapia es un factor a tener en cuenta en la decisión sobre la estrategia de tratamiento. Nuestro grupo trabaja en un proyecto destinado a estimar dosis periféricas debidas a neutrones a partir de la lectura de un monitor digital situado en la sala de tratamiento. Con el fin de correlacionar estas lecturas con las dosis equivalentes en los órganos de interés, se efectúan medidas en 16 puntos en un maniquí antropomórfico (NORMA) sometido a diferentes tratamientos tipo en aceleradores de distintas energías, marcas y modelos y en salas de irradiación de diferentes tamaños. El campo neutrónico presente en los órganos de un paciente real sometido a tratamiento es la combinación de: i) los neutrones rápidos “primarios”, originados en la cabeza del acelerador; ii) los neutrones epitérmicos y térmicos que provienen de la moderación de los primarios en el aire y los materiales de la sala de tratamiento, y iii) los neutrones epitérmicos y térmicos debidos a la moderación en el interior del propio paciente. La utilización de un maniquí antropomórfico en lugar de un paciente real no influye sobre las dos primeras componentes del campo neutrónico, pero puede dar lugar a diferencias apreciables en la tercera, en función del material del que esté construido el maniquí y de su tamaño.

### Material y métodos

Para estudiar la influencia del material del que está construido el maniquí se han programado irradiaciones, con un tratamiento tipo de cabeza y cuello y otro de abdomen en un acelerador de 15 MV, de cuatro maniqués antropomórficos: i) nuestro estándar adulto NORMA, de polietileno (madera de balsa para simular los pulmones); ii) NORMA(Nu), en el que se añade urea en una cantidad que da como resultado un contenido en N equivalente al contenido promedio en tejido humano; iii) NORMA(Ny) en el que sustituye el polietileno por nylon, y iv) NORMA(Eq), que consta de cajas de madera que se rellenan con tejido y órganos reales de cerdo en las posiciones adecuadas para simular los tejidos y órganos humanos. La influencia del tamaño del maniquí se estudia, utilizando los mismos tratamientos, comparando tres maniqués: i) el estándar adulto NORMA; ii) NORMA(child), con dimensiones compatibles con un niño de 4-5 años, y iii) NORMA(teen), con dimensiones compatibles con un adolescente. Los neutrones presentes en los 16 puntos de medida en el interior de cada maniquí se miden con diferentes detectores pasivos: pares de detectores de termoluminiscencia TLD600/TLD700, detectores de trazas (Poly Allyl Diglycol Carbonate, PADC) o conjuntos de diferentes materiales (Au, Dy, Al, ...) para medidas de activación. El presente trabajo está basado en las medidas (trazas por cm<sup>2</sup>) efectuadas en los detectores de traza.

### Resultados y discusión

Los valores de densidad de trazas obtenidos son similares (dentro de un ~25%) para todos los maniqués en los puntos próximos a la localización del isocentro. Para los puntos más alejados, se encuentra que los valores obtenidos dependen fuertemente de la composición del maniquí, llegándose en algún caso a encontrar un factor 2 de diferencia entre NORMA(Ny) y NORMA. La influencia del tamaño del maniquí se traduce en un aumento de los valores obtenidos en NORMA(teen) y NORMA(child) respecto a NORMA (~20% y ~40% respectivamente), como era de esperar debido a la localización más cercana de los puntos de medida respecto al isocentro. A partir de estas medidas, la fluencia de neutrones se calcula a partir del factor de calibración del dosímetro de PADC. Los equivalentes de dosis en los puntos se hallan, a partir de la fluencia, con los valores de los factores de kerma  $k$  y factores de calidad  $Q$  para tejido ICRU, teniendo en cuenta los espectros obtenidos por simulación en cada punto de medida. Las dosis equivalentes en órgano se evalúan empleando el modelo de Cristy-Eckermann.



**Figura 1.-** Maniquí estándar adulto (NORMA) y ubicaciones de los puntos de medida.

### Conclusiones

El campo neutrónico en el interior del maniquí depende de las características (composición y tamaño) del mismo. Los resultados obtenidos en este trabajo, combinados con los espectros del campo neutrónico que se obtiene por simulación, permiten determinar las dosis neutrónicas periféricas de adultos, adolescentes y niños sometidos a radioterapia, así como correlacionar las medidas del detector digital desarrollado con las dosis recibidas en órgano.

## Estudio del efecto de la variación del control automático de exposición en tomografía computarizada

NERISSIAN, D.Y, CAPELETI, F.F, FURQUIM, T.A.C.\*, MELO, C.S.

Instituto de Eletrotécnica e Energia – IEE/USP, São Paulo.

\* Correspondencia –C-e: tfurquim@iee.usp.br

**Palabras clave:** tomografía computarizada, dosis, ruido, control automático de exposición y variación de corriente.

### Introducción

Los equipos de tomografía computarizada (TC) actuales contiene el control automático de la exposición (CAE) que varían de la corriente del tubo de rayos X en los protocolos clínicos y entregan dosis más bajas que aquellos con corriente fija. No basta solamente el control de las dosis, es necesario una calidad de imagen aceptable garantizando un diagnóstico preciso. Los TC regulan esta corriente de dos maneras: considerando el espesor del paciente y la atenuación por los diferentes tejidos que interceptan los rayos X. Además de la ventaja, hay la responsabilidad de una correcta utilización de los diferentes sistemas de CAE, lo que necesita el conocimiento particular de cada fabricante de los TC. Este trabajo fue en el escáner GE que controla la modulación de la corriente por el espesor del paciente y posicionamiento en la camilla (AutomA) y una variación senoidal durante cada rotación del tubo de rayos X, basado en la asimetría de las vistas AP y LAT del paciente (SmartmA).

### Material y métodos

Las pruebas del CAE fueron realizadas en el equipo GE Discovery PET/CT 690, utilizando el maniquí elíptico basado en el modelo presentado por Keat<sup>1</sup> y desarrollado por físicos de IEE/USP. Las condiciones de irradiación axial: 120 kV, 200 mA, 1s (rotación), colimación de 10 mm (16 x 0,625 mm), reconstrucción de 10 mm y 450 mm del campo de visión. Una adquisición fue realizada con la corriente fija e otras cuatro variables con diferentes niveles de ruido (5, 10, 15 y 20). Las condiciones de irradiación helicoidal: colimación de 20 mm (16 x 1,25 mm) y reconstrucción de 5 mm, con variación del *pitch* (0,531, 0,969 y 1,375) en las opciones de AutomA y SmartmA. Para comparaciones de la dosis, fueron considerados los valores de índice de dosis volumétrico (CTDI<sub>vol</sub>) indicado por el escáner GE.

### Resultados y discusión

El maniquí desarrollado en el IEE presentó resultados similares a los encontrados por Keat<sup>1</sup>.

En las comparaciones axiales, los resultados mostraron una reducción de las corrientes cuando se permitió niveles de ruido más grande, consecuentemente los valores del CTDI<sub>vol</sub> indicados en el escáner también fueron reducidos. Los resultados del ruido para las adquisiciones axiales fueron similares a los valores encontrados por Keat para los índices nominales de ruido de 5, 10, 15 y 20, sendo 46,4%, 21,5%, 12,5% y -8,6% los valores obtenidos en este trabajo, respectivamente.

Comparados con la dosis indicada con corriente fija, las dosis reducirán más de 50% para los niveles de ruidos nominales arriba de 15. Evaluando los ruidos en las imágenes con índices de ruido nominales de 15 y 20, los resultados encontrados fueron de 16 y 18, respectivamente. En las evaluaciones helicoidales, la variación del *pitch* para valores más grandes resultó en dosis más pequeñas, como esperado, pero con el aumento de la corriente.

Comparan los modos de adquisición CAE-AutomA y CAE-SmartmA (Figura 1), el modo AutomA utiliza una corriente más grande que la comparada con el SmartmA resultando en la reducción del ruido, pero con aumento del CTDI<sub>vol</sub> de 44%, 24% y 14% para los *pitch* de 0,531, 0,969 y 1,375, respectivamente.

### Conclusiones

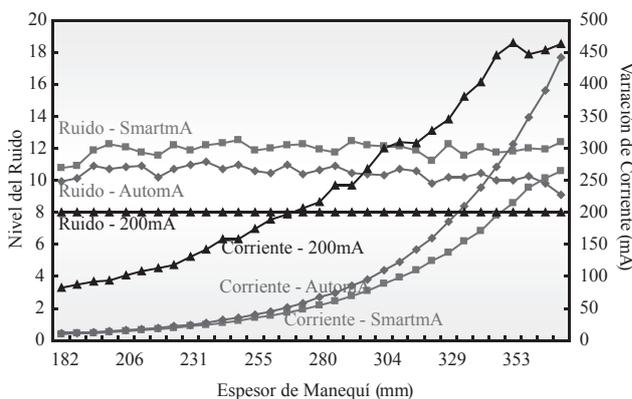
Las evaluaciones en el equipo GE Discovery PET/CT 690 mostraron resultados similares a los encontrados por Keat<sup>1</sup> en las mediciones axiales.

El sistema CAE se mostró más eficiente en el control de la dosis cuando se utiliza valores del *pitch* pequeños en las adquisiciones helicoidales.

El sistema de CAE con SmartmA presentó una mayor reducción de la corriente sin grandes aumentos del ruido para espesor grandes del maniquí, en relación a lo CAE con AutomA.

Por lo tanto, la utilización del CAE muestra reducciones significativas de las dosis, sin incremento perceptible del ruido. Sin embargo se hace necesario conocer en detalle cómo los fabricantes de los escáneres TC operan los sistemas del CAE, para que se aproveche todos los beneficios de los equipos.

[1] KEAT, N., (2005) "Report 05016 CT scanner automatic exposure control systems". Londres, Inglaterra: ImPACT.



**Figura 1.** Resultados de los niveles de ruido (izquierda) y las variaciones de corriente (derecha) para los estudios con corriente fija, CAE-AutomA y CAE-SmartmA en relación a lo espesor del maniquí.

## Relación dosis efectiva-MASA CORPORAL en cateterismo intervencionista pediátrico

HERNÁNDEZ RODRÍGUEZ, R.\* , MORENO SÁIZ, C., CASADO VILLALÓN, F.J., ORTEGA CANTOS, E.M<sup>a</sup>, GARCÍA PAREJA, S., GALÁN MONTENEGRO, P.

Servicio de Radiofísica Hospitalaria. H.R.U. Carlos Haya.

\*Correspondencia –C-e: rebecca.hernandezrodriguez@gmail.com

**Palabras clave:** dosis efectiva, intervencionismo, pediátrico, niveles de referencia diagnósticos.

### Introducción

Los países miembros de la UE, están obligados a establecer y usar niveles de referencia diagnósticos (NRD) en los exámenes radiológicos. Sin embargo, no hay NRD establecidos para los procedimientos intervencionistas, a pesar de que suponen una alta dosis impartida a los pacientes, siendo especialmente importante en niños, debido a su gran radiosensibilidad.

El producto dosis por área (PDA) es el parámetro dosimétrico recomendado para establecer los NRD en niños, puesto que el riesgo asociado de padecer cáncer radioinducido es elevado. Publicaciones recientes han mostrado la existencia de una relación lineal entre el PDA normalizado por el tiempo de escopia y la masa corporal[1,2]. En este trabajo se quiere mostrar una ecuación de ajuste entre los factores de conversión dosis efectiva/PDA y la masa corporal, con objeto de establecer unos NRD para pacientes pediátricos en nuestro centro.

### Material y métodos

Las exploraciones se llevaron a cabo con un equipo Philips Optimus 1050C, cuya filtración total del tubo es de 5,11 mm de Al. En todos los procesos se usó un sistema de cine digital con intensificador, una técnica de 25 imágenes/s y fluoroscopia continua. La medida del PDA se realizó mediante una cámara de transmisión colocada a la salida del tubo y un electrómetro Diamentor E2, ambos de la marca PTW-Freiburg.

En total se estudiaron 16 exploraciones de pacientes entre 0 y 16 años, 6 cierres de ductus y 10 cateterismos diagnósticos. Para cada una de ellas, se analizaron la técnica (kV-mA), la lupa, el PDA correspondiente a escopia, la incidencia y el tiempo de escopia, con los que se diseñaron los procedimientos estándar. Las incidencias consideradas fueron las siguientes:

1. PA y OAI45° para cateterismo diagnóstico de niños menores de 10 años (6 pacientes).
2. PA, PAcr30° y PA para cateterismo diagnóstico de niños mayores de 10 años (4 pacientes).
3. PA y LAT para cierre de ductus de niños menores de 10 años (5 pacientes).
4. PA, PAcr30° y LAT para cierre de ductus en mayores de 10 años (1 paciente).

A partir de estos datos, y mediante el software PCXMC basado en simulación Monte Carlo, se calcularon los factores de conversión dosis efectiva/PDA, y se compararon con los publicados[3]. Por último, se llevó a cabo mediante el programa OriginPro 8©, el ajuste de un polinomio de segundo grado a los factores de conversión de cada incidencia frente a la masa corporal.

### Resultados y discusión

Se comprobó la relación lineal del PDA/tiempo de escopia frente a la masa ( $r=0,966$ ) y del PDA frente al producto masa por tiempo de escopia ( $r=0,9968$ ), coincidiendo con las publicaciones [1] y [2].

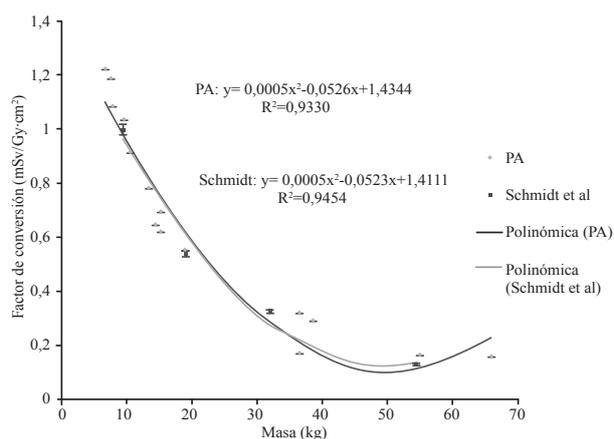
Posteriormente, se realizó el ajuste de un polinomio de segundo grado a los factores de conversión frente a la masa corporal para las distintas incidencias. La fórmula analítica y el coeficiente de correlación encontrados, tanto de los datos experimentales como teóricos, para la misma filtración y potencial de nuestros casos, en incidencia PA, se muestra en la figura 1.

### Conclusiones

Al verificar que el PDA se relaciona linealmente con la masa, hace pensar en la existencia de una relación entre los factores de conversión dosis efectiva/PDA y la masa corporal. En este trabajo se ha determinado dicha relación mediante una función polinómica de segundo grado y así poder establecer los niveles de referencia diagnósticos para este tipo de exploraciones en nuestro centro.

### Bibliografía

- [1] Onnasch, D.G.W., Schröder, F.K., Fischer, G., et al. (2007) "Diagnostic reference levels and effective dose in paediatric cardiac catheterization". *BJR*;80:177-185.
- [2] Chida, K., Ohno, T., Kakizaki, S., et al. (2010) "Radiation Dose to the Pediatric Cardiac catheterization and Intervention Patient". *AJR*;195:1175-1179.
- [3] Schmidt, P.W.E., Dance, D.R., Skinner, C.L., et al. (2000) "Conversion factors for the estimation of effective dose in paediatric cardiac angiography". *Phys Med Biol*;45:3095-3107.



**Figura 1.** Comparación entre el ajuste de los datos experimentales y teóricos, de los factores de conversión dosis efectiva/PDA frente a masa corporal, en incidencia PA.

## **Experiencia de reducción de dosis en equipos intervencionistas de rayos X allura de Philips**

PINTO MONEDERO M.\*, GARAYOA ROCA J., RUIZ MARTÍN J., BARROS CANDELERO J.M., PIFARRÉ MARTÍNEZ X.

Servicio de Radiofísica; Hospital Universitario Puerta de Hierro; Majadahonda (Madrid).

\* Correspondencia –C-e: maria.pinto@salud.madrid.org

**Palabras clave:** radiología intervencionista, reducción de dosis, fluoroscopia pulsada, dosis de referencia, arcos intervencionistas.

### **Introducción**

Las dosis de radiación en procedimientos intervencionistas tanto coronarios, vasculares o neurológicos son unas de las mayores impartidas a los pacientes en el ámbito del radiodiagnóstico hospitalario. Este hecho, unido a la creciente demanda de este tipo de pruebas, ha motivado que desde hace años se lleven a cabo esfuerzos compartidos por reducir las y mantenerlas tan bajas como sea razonablemente posible. En esta tarea los fabricantes juegan un papel fundamental al diseñar sus equipos y dotarlos de herramientas de reducción de dosis. A pesar de ello es posible que esas herramientas no sean conocidas por los facultativos que dirigen los procedimientos o no estén correctamente implementadas por el departamento de aplicaciones del vendedor. Ello hace más relevante, si cabe, el papel del radiofísico en las pruebas de aceptación de los equipos de RX para intervencionismo y en su puesta en marcha inicial. En este trabajo se presenta un ejemplo de intervención sobre 3 equipos del tipo arco intervencionista, con ajustes sobre los modos de fluoroscopia y los parámetros de adquisición, que han permitido en todos los casos reducciones de dosis considerables.

### **Material y métodos**

Se ha trabajado en tres arcos en C para intervencionismo marca Philips: modelos Allura XPER FD 20-20 (uno de ellos, biplano) y Allura XPER FD 20 (los otros dos).

Para las medidas de tasa de dosis a la entrada del paciente se ha usado un analizador de haces modelo Xi de la marca Unfors. Se han utilizado 20 cm de PMMA como maniquí equivalente a paciente.

Los equipos Allura de Philips disponen de fluoroscopia pulsada con frecuencias de 1, 3, 5, 7½ y 15 pulsos/s. El Departamento de aplicaciones de Philips puede programar esta frecuencia de forma independiente para cada uno de los tres modos de escopia (baja dosis, normal y alta calidad) de los que disponen los equipos. Pero el usuario no puede seleccionarla como parámetro independiente.

En nuestro Hospital, Philips programó inicialmente la frecuencia en su valor máximo (15 pulsos/s) en cada uno de los tres modos de escopia y en los tres equipos. Las medidas realizadas por los radiofísicos del Hospital y la información requerida a Philips al respecto de esta cuestión, abrieron la posibilidad de reducir las frecuencias de pulsos y, por lo tanto, las dosis.

Una intervención del Departamento de Aplicaciones de Philips, a petición del Servicio de Radiofísica y de acuerdo con los facultativos responsables de las Unidades de Radiología Vascular y de Neurorradiología, redujo dicha frecuencia a 7½ pulsos/s tanto en el modo de fluoroscopia de baja dosis como en el normal, dejando el modo de alta calidad en 15 pulsos/s. Adicionalmente se realizaron ajustes en el valor de dosis por adquisición de imagen, reduciendo el valor de la señal en el receptor de imagen, sin aumento significativo del ruido en la imagen.

### **Resultados y discusión**

Posteriormente a la intervención de Philips, se llevaron a cabo, con maniquí, medidas de tasa de dosis y de dosis por imagen a la entrada del paciente. Se observaron reducciones de dosis de cerca del 50% en fluoroscopia de baja dosis y en fluoroscopia normal (coherentes con la reducción de pulsos/s) y de hasta el 42% en adquisición de imagen para algunos de los protocolos clínicos más utilizados. Simultáneamente se ha entrevistado a los radiólogos que dirigen cada una de las tres salas y en todos los casos han aceptado las modificaciones sin haber apreciado pérdida significativa de la calidad de imagen (ni en su dinámica, ni en cuanto a resolución o contraste).

En la actualidad se está llevando a cabo un registro estadístico de los productos dosis x área de todos los procedimientos que se realizan en cada una de las tres máquinas. Se han cotejado los resultados obtenidos hasta la fecha, con los valores de referencia propuestos por Miller DL, Kwon D. y Bonavia GH en diciembre de 2009 (Radiology 2009; 253:753-764). En todos los casos las dosis medidas en nuestros equipos están por debajo de dichas referencias.

### **Conclusiones**

A menudo, sencillas maniobras sobre los equipos de Rayos X permiten reducciones de dosis importantes (50%).

No siempre los departamentos de aplicaciones de los fabricantes prestan la debida atención a los problemas de protección radiológica del paciente.

La intervención del radiofísico en los procesos de puesta en marcha de los equipos es indispensable.

## Análisis de las dosis empleadas en procedimientos realizados en una Unidad de Endoscopias

MIQUELEZ ALONSO, S.<sup>1</sup>, BRAGADO ÁLVAREZ, L.<sup>2</sup>, IRIONDO IGERABIDE, U.<sup>1,\*</sup>, MARTÍN ALBINA, M.L.<sup>1</sup>, FORNER FORNER, A.<sup>1</sup>, OTAL PALACÍN, A.<sup>1</sup>, SOTO PRADOS, P.<sup>1</sup>, MAÑERU CÁMARA, F.<sup>1</sup>, LOZARES CORDERO, S.<sup>1</sup>, RUBIO ARRÓNIZ, A.<sup>1</sup>, PELLEJERO PELLEJERO, S.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona.

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica, Onkologikoa. San Sebastián.

\* Correspondencia –C-e: unairi84@gmail.com

**Palabras clave:** endoscopias, PDA, CPRE.

### Introducción

Se han realizado el registro y el análisis de las dosis recibidas por pacientes sometidos a estudios radiológicos en una Unidad de Endoscopias y se han comparado con los datos publicados por la National Radiological Protection Board (NRPB).

### Material y métodos

Se han tomado datos de 339 pacientes entre enero de 2009 y diciembre de 2009, de los cuales 179 son hombres y 160 mujeres, con una edad media de 67.5 años (21-96). Las pruebas evaluadas han sido CPRE, CPRE terapéutica (prótesis biliar, pancreática o ambas), inserción de prótesis en tubo digestivo superior (TDS), inserción de prótesis en colon y enteroscopias. Las exploraciones se han realizado con un arco quirúrgico marca Philips modelo BV pulsera. En el año 2009 se ha realizado el control de calidad del equipo siguiendo el Protocolo Español de Control de calidad en Radiodiagnóstico, estando todos los parámetros evaluados dentro de tolerancias. El arco dispone de un medidor del producto dosis por área (PDA). Dicho medidor de PDA ha sido verificado utilizando un electrómetro Diados E de PTW y un detector de estado sólido PTW modelo T60004. El tamaño de campo se ha medido utilizando una película radiocrómica (Gafchromic XR QA). El modo habitual de trabajo es el de fluoroscopia de baja tasa de dosis. Los datos recogidos han sido kV, tiempo de escopia, nº de disparos digitales y PDA (cGyxcm<sup>2</sup>). Los datos de PDA de los estudios de CPRE se han comparado con los valores de referencia establecidos en el documento W14 de la NRPB.

### Resultados y discusión

**Tabla 1.** Se muestran los valores medios de los distintos parámetros.

	kV	Tiempo escopia (s)	Nº disparos	PDA (cGyx cm <sup>2</sup> )
CPRE	70.00	79.42	1.93	171.87
CPRE terapéutica	71.16	165.79	2.96	336.37
Prótesis TDS	66.82	140.06	1.47	274.91
Protesis colon	79.91	136.70	1.83	650.30
Enteroscopias	73.15	32.80	1.10	103.96

**Tabla 2.** Se muestra la comparación de nuestros resultados para CPRE con los del W14 de NRPB.

	1er cuartil	Mediana	3er cuartil	Media	Mínimo	Máximo
CPRE	71.1	135	208	172	2.57	982
NRPB W14	1070	1410	1900	1550	200	3700

### Conclusiones

Se comparan los datos de CPRE debido a que es el procedimiento más estándar. Nuestros valores de dosis están muy por debajo de los valores de referencia del documento W14.

Trabajando en el modo de fluoroscopia de baja tasa de dosis se obtienen imágenes de calidad suficiente para el procedimiento a la vez que se reducen considerablemente las dosis a los pacientes.

## Medida de la dosis periférica fotónica y neutrónica en tratamientos de IMRT en maniquí adulto, adolescente y niño

SANSALONI, F.<sup>1,\*</sup>, LAGARES, J.I.<sup>1</sup>, MUÑIZ, J.L.<sup>1</sup>, EXPÓSITO, M.R.<sup>2</sup>, TERRÓN, J.A.<sup>3</sup>, NUÑEZ, L.<sup>4</sup>, BARQUERO, R.<sup>5</sup>, SÁNCHEZ-DOBLADO, F.<sup>2,3</sup>

<sup>3</sup> Unidad de Aplicaciones Médicas, CIEMAT, MADRID.

<sup>4</sup> Dpto. De Fisiología Médica y Biofísica, Universidad de Sevilla, SEVILLA.

<sup>5</sup> Hospital Universitario Virgen Macarena, SEVILLA.

<sup>6</sup> Hospital Universitario Puerta de Hierro, MADRID.

<sup>7</sup> Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid, VALLADOLID.

\* Correspondencia –C-e: Francesc.sansaloni@ciemat.es

**Palabras clave:** dosis periférica, neutrones, IMRT, TLDs, maniqués antropomórficos.

### Introducción

En los tratamientos de radioterapia con energías superiores a 8 MV es viable la fotoproducción de neutrones en los metales pesados de los LINAC. Los neutrones se producen básicamente en partes del cabezal como pueden ser el blanco, los colimadores y multilaminas utilizados en tratamientos de IMRT (Intensity-Modulated Radiation Therapy), siendo en estos tratamientos donde la producción de neutrones es más relevante debido a la cantidad de unidades monitor requeridas. Como es sabido las dosis periféricas neutrónicas y fotónicas están directamente relacionadas con la posibilidad de padecer un cáncer secundario. Para poder reducir esta probabilidad es muy importante conocer dichas dosis recibidas por el paciente. En este estudio se han realizado medidas en diferentes puntos de interés con maniqués antropomórficos de polietileno, al que llamaremos "NORMA" [1], para tres tamaños de pacientes diferentes: adulto, adolescente y niño.

### Material y métodos

Se han realizado dos tratamientos estándar de IMRT a los maniqués, tratamientos de cabeza y abdomen, utilizando el haz de 15 MV de fotones de un acelerador Siemens Primus. Los campos aplicados, tanto en cabeza como en abdomen, han sido de 10 x 10 cm<sup>2</sup> con 8 ángulos de entrada del haz (0°, 45°, 90°, 135°, 180°, 225°, 270° y 315°). En cada uno de los ángulos del cabezal se han impartido 1125 Unidades Monitor (UM) para lograr un total de 9000 UM en el volumen blanco. Para la medida de la dosis fotónica y neutrónica se han utilizado pares de TLDs 600/700 (LiF:Mg,Ti), el primero de los cuales es sensible a neutrones térmicos y fotones, mientras que el segundo es solo sensible a fotones, permitiendo la separación de las componentes fotónica y neutrónica. Con los TLDs 700 la obtención de la dosis fotónica es directa, previa calibración en una fuente de <sup>137</sup>Cs el LMRI (CIEMAT), mientras que con el TLD 600 obtenemos fluencias de neutrones térmicos (calibrados en una fuente de 74GBq de Am-Be moderada con agua en el Laboratorio de medidas neutrónicas de la ETSII de la UPM). Para poder pasar de fluencias térmicas a equivalente de dosis debido a neutrones térmicos, se han utilizado los factores de calidad y de Kerma para neutrones, así como el tejido equivalente ICRU (H, C, O, N). Los pares de TLDs se han distribuido en 16 puntos de interés dentro de cada maniquí, para cada uno de los tratamientos. Estas medidas se engloban dentro de un proyecto en el que también se han realizado medidas de forma simultánea y redundante, con detectores neutrónicos de traza (PADC)[2], ubicados en los mismos alojamientos, así como un conjunto de esferas Bonner que permitieran obtener espectros neutrónicos experimentales y poder contrastar con la dosis ambiental.

### Resultados y discusión

Los resultados de equivalente de dosis debido a fotones se muestran en la Tabla 1. El método de los pares de TLDs 600/700 no es fiable en el isocentro debido a que la componente fotónica es muy dominante y la correcta diferenciación de las componentes neutrónica y fotónica es inviable, por este motivo los puntos más cercanos al isocentro no se han medido, que por otra parte, no son de nuestro interés, ya que el objetivo de nuestro trabajo es la dosis periférica. Las dosis se distribuyen entre los 8 mSv y los 2 Sv, como se puede observar en la Tabla 1. En la mayoría de puntos las dosis fotónicas obtenidas son mayores para los maniqués adolescente y niño que en el adulto, ya que debido a su menor tamaño los mismos puntos de medidas están más cerca del isocentro. Los valores de dosis debido a neutrones térmicos aplicando tejido equivalente ICRU se distribuyen entre los 74.4 mSv (en cuello para un tratamiento de cabeza en maniquí adulto) y los 1.1 mSv (en la zona pélvica media para un tratamiento de cabeza en maniquí adulto).

**Tabla 1.** Dosis fotónicas en mSv para los tratamiento de cabeza y abdomen en los diferentes maniqués.

Numeración	Localización	Tratamiento de abdomen			Tratamiento de cabeza		
		Adulto	Adolescente	Niño	Adulto	Adolescente	Niño
1	Cabeza (superior)	37,8	43,1	47,2	1810,9		
2	Cabeza (central)	42,4	47,9	56,1			
3	Cabeza (inferior)	52,0	52,6	73,4	2041,5		
4	Cuello	51,4	82,9	120,5	346,7	415,0	529,0
5	Mama Dcha.						
6	Mama Izda.	93,6	180,8	250,8	70,6	133,4	182,3
7	Tórax pulmón Dcho.						
8	Tórax pulmón Izdo.	300,6	605,2	1428,7	48,6	68,5	114,5
9	Tórax médula ósea	852,6	2359,9		28,6	32,9	50,0
10	Pelvis (superior)	1566,5	6900,6		23,0	26,9	31,5
11	Pelvis (central)	398,0	856,4	1374,5	13,8	20,4	24,9
12	Pelvis (inferior)	105,7	247,0	402,1	11,3	20,7	25,6
13	Pierna Dcha.						
14	Pierna Izda.	22,3	29,7	41,8	8,2	13,4	19,7
15	Piel	71,0	173,4	290,6	17,6	24,8	29,6
16	Mediastino	258,5	482,6	828,5	30,8	53,6	80,0
17	Dispositivo digital	2,2	2,1	2,2	2,0	2,2	2,2

*\*El dispositivo digital se encuentra localizado dentro de la sala de tratamiento a unos 4 metros del isocentro.*

### Conclusiones

Como se esperaba, las dosis fotónicas periféricas medidas son mayores en los maniqués adolescente y niño, debido a la menor distancia al isocentro. Las dosis debidas a neutrones térmicos muestran un comportamiento similar en casi todos los puntos de medida, pero en los puntos más profundos las fluencias de neutrones térmicas son mayores en el maniqué adulto, este hecho puede ser debido a que los neutrones han atravesado más material moderador, como sucede en las medidas en mama o en pelvis central.

### Referencias

- [1] Sánchez-Doblado, F., Domingo, C., Gómez, F., et al. (2009) "On line neutron dose evaluation in patients under radiotherapy." In: Dössel O, Schlegel WC, editors. WC 2009, IFMBE Proceedings 25/1, Berlin: Springer.; 259-261.
- [2] García, M.J., Amgarou, K., Domingo, C., Fernández, F., 2005. "Neutron response study of two CR-39 personal dosimeters with air and Nylon converters". *Radiat. Meas.* 40, 607-611.

## Comparación de maniqués con diferentes materiales mediante la medida de dosis periféricas fotónica y neutrónica en tratamiento de IMRT

SANSALONI, F.<sup>1,\*</sup>, LAGARES, J.I.<sup>1</sup>, MUÑOZ, J.L.<sup>1</sup>, EXPÓSITO, M.R.<sup>2</sup>, TERRÓN, J.A.<sup>3</sup>, NUÑEZ, L.<sup>4</sup>, BARQUERO, R.<sup>5</sup>, SÁNCHEZ-DOBLADO, F.<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup> Unidad de Aplicaciones Médicas, CIEMAT, MADRID.

<sup>2</sup> Dpto. de Fisiología Médica y Biofísica, Universidad de Sevilla, SEVILLA.

<sup>3</sup> Hospital Universitario Virgen Macarena, SEVILLA.

<sup>4</sup> Hospital Universitario Puerta de Hierro, MADRID.

<sup>5</sup> Hospital Universitario Río Hortega de Valladolid, VALLADOLID.

\* Correspondencia –C-e: Francesc.sansaloni@ciemat.es

**Palabras clave:** dosis periférica, neutrons, IMRT, TLDs, maniqués antropomórficos.

### Introducción

La medida de las dosis gamma y neutrónicas periféricas en pacientes reales es actualmente impracticable y se realizan mediante medidas en maniqués antropomórficos. Es muy importante que estos maniqués reproduzcan con la mayor precisión posible la interacción de la radiación con el tejido real. En este estudio se han realizado medidas en cuatro maniqués con diferente composición (polietileno, polietileno más urea, nylon y un maniquí relleno con tejido, órganos y huesos reales procedentes de un cerdo) en dos tratamiento de IMRT, cabeza y abdomen. La medida de la dosis, tanto fotónica como neutrónica, es de vital importancia para conocer la probabilidad de padecer un cáncer secundario debido a los tratamientos de radioterapia.

### Material y métodos

Se ha utilizado el método de pares de TLDs, procedimiento bastante habitual en las medidas de radiación en campos mixtos ( $\gamma, n$ ). Consiste en la combinación de TLD-600 (LiF:Mg,Ti con un 95.6% de  $^6\text{Li}$  y un 4.4% de  $^7\text{Li}$ ) con TLD-700 (LiF:Mg,Ti con un 0.01% de  $^6\text{Li}$  y un 99.99% de  $^7\text{Li}$ ), gracias a la diferente sección eficaz de interacción de los neutrones y fotones con el  $^6\text{Li}$  y el  $^7\text{Li}$ , el TLD-600 es sensible a fotones y a neutrones térmicos mientras que el TLD-700 es solo sensible a fotones, hecho que nos permite la separación de las componentes neutrónicas y fotónicas. La obtención de las dosis fotónicas es directa con el TLD-700, mientras que con los pares de TLDs obtenemos fluencias de neutrones térmicos. Para obtener dosis debida a los neutrones térmicos hemos utilizando los factores de calidad y los factores kerma para neutrones y el tejido equivalente de ICRU (H,C,N,O). Los cuatro maniqués antropomórficos estudiados, a los que llamaremos “NORMA” [1], son: un maniquí NORMA estándar con polietileno y madera de balsa para los pulmones, NORMA (Nu) construido con polietileno y urea homogéneamente distribuida, lo que supone un 3.5% de Nitrógeno, NORMA (Ny) con nylon, lo que supone un 12% de nitrógeno, y el NORMA (Eq) equivalente relleno con tejido real proveniente de un cerdo. Se comparan los valores de los diferentes maniqués con el maniquí con tejido de cerdo, para averiguar que maniquí antropomórfico es más representativo del tejido real para medidas de dosis fotónicas y fluencias neutrónicas con pares TLDs 600/700. Los cuatro maniqués han recibido dos tratamientos típicos de IMRT, de cabeza y abdomen, con un tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y utilizando 8 ángulos equiespaciados  $45^\circ$  y 1125 UM (unidades monitor) en cada uno, sumado un total de 9000 UM por tratamiento. Los experimentos han sido realizados con un Siemens Primus Linac a 15MV. Los pares de TLDs se han distribuido en 16 puntos de interés dentro de cada maniqués, para cada uno de los tratamientos. Estas medidas se engloban dentro de un proyecto en el que también se han realizado medidas de forma simultánea y redundante, con detectores neutrónicos de traza (PADC)[2], ubicados en los mismos alojamientos, así como un conjunto de esferas Bonner que permitieran obtener espectros neutrónicos experimentales y poder contrastar con la dosis ambiental.

### Resultados y discusión

Las dosis fotónicas periféricas obtenidas en los diferentes maniqués se distribuyen entre los 2.2 Sv en la cabeza cerca del isocentro y los 8 mSv en la pierna para el tratamiento de cabeza. Para el tratamiento de abdomen entre 1.5 Sv, en la zona pélvica superior, y los 22 mSv en la pierna. En la comparación de las dosis fotónicas medidas en los diferentes maniqués NORMA con el NORMA (Eq) obtenemos las siguientes diferencias globales, teniendo en cuenta todos los puntos de medida y ambos tratamientos: NORMA 14.6%, NORMA (Nu) 15.9% y NORMA (Ny) 17.9%. En el estudio punto a punto las mayores diferencias para el tratamiento de cabeza se encuentran en la zona pélvica y en los puntos muy cercanos al isocentro. Para el tratamiento de abdomen básicamente esto se da en los puntos cercanos al isocentro, pulmón y zona pélvica.

Los resultados en las fluencias térmicas se distribuyen entre los  $0.2 \cdot 10^8 \text{ n/cm}^2$ , en la zona pélvica en tratamiento de cabeza y los  $14.2 \cdot 10^8 \text{ n/cm}^2$  cerca del isocentro en NORMA (Nu) para el tratamiento de cabeza. En la comparación con NORMA (Eq) hay tres puntos donde se encuentran grandes diferencias para los tres maniqués, son la zona pélvica central, en ambos tratamientos, en piel en el tratamiento de abdomen y en la zona inferior de la cabeza en el tratamiento de cabeza. Este último puede deberse al fallo del sistema de pares de TLDs en zonas con gran dosis fotónica, donde es menos precisa la separación de las componentes fotónica y neutrónicas. Las diferencias en la zona



pélvica central se repiten en ambos tratamientos con diferencias del 70% al 90%. En todos los maniqués se han obtenido fluencias de neutrones térmicos por debajo del valor en NORMA(Eq.), por ejemplo en el tratamiento de cabeza obtenemos  $1.53 \cdot 10^8$  n/cm<sup>2</sup> para el NORMA(Eq.) en comparación con  $0.17 \cdot 10^8$  n/cm<sup>2</sup> para NORMA,  $0.23 \cdot 10^8$  n/cm<sup>2</sup> para NORMA (Nu) y  $0.21 \cdot 10^8$  n/cm<sup>2</sup> para NORMA (Ny). Las diferencias globales entre los diferentes maniqués, teniendo en cuenta todos los puntos de medida y los dos tratamientos son: 36.3% para el NORMA, 32.9% para el NORMA(Nu) y 39.1% para el NORMA(Ny). En este último los valores en la mayoría de puntos son menores debido al porcentaje alto de nitrógeno.

Utilizando los factores de calidad y los factores Kerma para neutrones en el rango térmico, podemos calcular las dosis que suponen las fluencias medidas en NORMA(Eq.) considerando tejido equivalente ICRU. Los resultados van de los 3 mSv a los 0.4 mSv en el tratamiento de cabeza y de los 2.1 mSv a los 0.65 mSv en los tratamientos de abdomen.

### Conclusiones

Con los resultados de las dosis fotónicas y fluencias de neutrones térmicos vemos que los maniqués NORMA y NORMA(Nu) son más representativos del tejido real que el NORMA(Ny) que se utilizó para ver la tendencia con la concentración de N. De todas formas en la comparación con el NORMA(Eq.) los maniqués NORMA y NORMA(Nu) obtienen valores muy parecidos: NORMA : 14.6%(fotones) – 36.3%(Neutrones) y NORMA(Nu): 15.9%(fotones) – 32.9%(Neutrones), con lo cual ambos son igual de representativos, siendo preferible el primero por su simplicidad. En cuanto a los valores de dosis obtenidos, como esperábamos las dosis fotónicas son mayores que las dosis de neutrones térmicos, ya que son los neutrones rápidos los que depositarán mayor dosis en los tejidos.

### Referencias

- [1] Sánchez-Doblado, F., Domingo, C., Gómez, F., et al. (2009) “On line neutron dose evaluation in patients under radiotherapy”. In: Dössel O, Schlegel WC, editors. WC 2009, IFMBE Proceedings 25/1, Berlin: Springer. ;259-261.
- [2] García, M.J., Amgarou, K., Domingo, C., Fernández, F., (2005). “Neutron response study of two CR-39 personal dosimeters with air and Nylon converters”. *Radiat. Meas.* 40, 607–611.

## Medidas de la fluencia de neutrones térmicos en protonterapia de cabeza y cuello

LAGARES, J.I.<sup>1,\*</sup>, SANSALONI, F.<sup>1</sup>, TERRÓN, J.A.<sup>2</sup>, MUÑIZ, J.L.<sup>1</sup>, EXPÓSITO, M.R.<sup>3</sup>, NIETO-CAMERO, J.J.<sup>4</sup>, KORE, A.<sup>4</sup>, ARCE, P.<sup>1</sup>, NUÑEZ, L.<sup>5</sup>, LOUBSER, M.<sup>4</sup>, SÁNCHEZ-DOBLADO, F.<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup> Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT), Madrid, Spain.

<sup>2</sup> Radiofísica Hospital U. V. Macarena, Sevilla, Spain.

<sup>3</sup> Dpto. de Fisiología M. y Biofísica, Univ. Sevilla, Spain.

<sup>4</sup> Medical Radiation Department, iThemba LABS, Cape Town, South Africa.

\* Correspondencia –C-e: juanignacio.lagares@ciemat.es

**Palabras clave:** prontonterapia, dosis, neutrón, TLDs, maniqués.

### Introducción

La determinación la dosis debida a la contaminación neutrónica en terapias con protones es muy importante debido al aumento de la probabilidad de generar tumores secundarios como consecuencia del propio tratamiento.

En este trabajo presentamos una estimación de la distribución de la fluencia de neutrones térmicos en protonterapia de cabeza y cuello usando un maniquí antropomórfico llamado NORMA [1]. Representa asimismo una pequeña parte dentro de un proyecto más ambicioso en el que se pretende desarrollar un modelo de previsión de riesgos debido a los neutrones como radiación indirectamente generada en radioterapia.

### Material y métodos

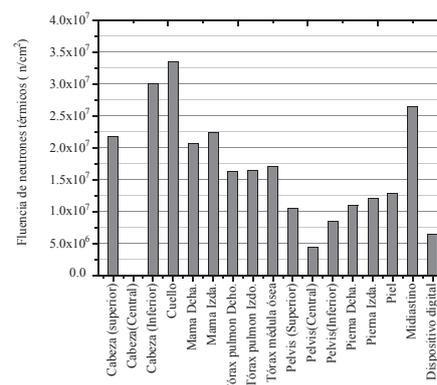
Se ha empleado el método clásico de pares de TLDs, TLD-600 (LiF:Mg,Ti con un 95.6% de <sup>6</sup>Li y un 4.4% de <sup>7</sup>Li) con TLD-700(LiF:Mg,Ti con un 0.01% de <sup>6</sup>Li y un 99.99% de <sup>7</sup>Li) aprovechando la diferente respuesta a los neutrones en el rango térmico de los dos isotopos del litio presentes en los TLDs, se pueden separar las componentes fotónicas y neutrónicas.

Las energías de los neutrones presentes en el tratamiento, van desde el rango térmico hasta un máximo de 200MeV al ser generados por protones con una energía máxima de 200 MeV. No obstante, las simulaciones Monte Carlo indican que la producción de neutrones de energía mayor de 20 MeV representa únicamente una pequeña fracción comparada con la total. Es más, las secciones eficaces del <sup>7</sup>Li y <sup>6</sup>Li para los neutrones de energías más allá de 20 MeV decrecen exponencialmente con la energía hasta llegar a ser despreciable comparada con la de los neutrones térmicos [2].

El volumen del blanco se definió como un cilindro de 3 cm de diámetro y 3 cm de longitud. El plan de tratamiento consistió en dos haces opuestos con entradas lateral derecha e izquierda, con una prescripción de dosis de 10 Gy a la isodosis del 90%. Los detectores de TLD fueron distribuidos en 15 puntos distintos dentro del maniquí NORMA, correspondientes a diferentes regiones anatómicas, más un punto en el exterior correspondiente a un punto de referencia para medir la dosis ambiental. Estas medidas se engloban dentro de un proyecto en el que también se han realizado medidas de forma simultánea y redundante, con detectores neutrónicos de traza (PADC)[3], ubicados en los mismos alojamientos, así como un conjunto de esferas Bonner que permitieran obtener espectros neutrónicos experimentales y poder contrastar con la dosis ambiental.

### Resultados y discusión

Con este método se obtuvieron fluencias entre  $4.3 \cdot 10^6$  n/cm<sup>2</sup> en la pelvis y  $3.3 \cdot 10^7$  n/cm<sup>2</sup> en el cuello. En la Figura 1 se han representado las fluencias neutrónicas térmicas en los puntos representativos dentro de NORMA, junto a la medida de referencia situada dentro de la sala y fuera del maniquí. Se puede apreciar la simetría de estas fluencias en ambas mamas, tórax y piernas, debido a las dos irradiaciones laterales realizadas. Esos valores también decrecen con la distancia al volumen blanco y se observa un incremento de la fluencia medida cuando los TLD están más próximos a la superficie del maniquí. Este último resultado puede ser atribuido a la absorción de los neutrones térmicos de la sala de tratamiento por el material del maniquí. Para la estimación de las dosis neutrónicas se precisan los factores de conversión de las fluencias a equivalentes de dosis en órgano para el espectro energético presente en el interior del maniquí. Pero, de momento, no existen y son objeto de investigación.



### Conclusiones

Los resultados obtenidos con el método de los pares de TLD muestran que para los tratamientos de protonterapia, la fluencia neutrónica decrece con la distancia al volumen blanco, no siendo nada despreciable para que se consideren térmico de riesgo de adquirir un segundo cáncer como consecuencia del tratamiento.

### Referencias

- [1] Sánchez-Doblado, F, Domingo, C, Gómez, F et al. On line neutron dose evaluation in patients under radiotherapy. In:Dössel O, schlegel WC, editors. WC 2009, IFMBE Proceedings 25/1, Berlin: Springer. 2009;259-261.
- [2] A.J. Koning and D. Rochman. *TENDL-2009: "TALYS-based Evaluated Nuclear Data Library"*.
- [3] García, M.J., Amgarou, K., Domingo, C., Fernández, F., 2005. Neutron response study of two CR-39 personal dosimeters with air and Nylon converters. *Radiat. Meas.* 40, 607–611.

## Estudio de la distribución de fluencia neutrónica en una sala de tratamientos con protonterapia

LAGARES, J.I.<sup>1,\*</sup>, ARCE, P.<sup>1</sup>, SANSALONI, F.<sup>1</sup>, TERRÓN, J.A.<sup>2</sup>, EXPÓSITO, M.R.<sup>3</sup>, NIETO-CAMERO, J.J.<sup>4</sup>, KORF, A.<sup>4</sup>, LOUBSER, M.<sup>4</sup>, SÁNCHEZ-DOBLADO, F.<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup> Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT), Madrid, Spain.

<sup>2</sup> Radiofísica Hospital U. V. Macarena, Sevilla, Spain.

<sup>3</sup> Dpto. de Fisiología M. y Biofísica, Univ. Sevilla, Spain.

<sup>4</sup> Medical Radiation Department, iThemba LABS, Cape Town, South Africa.

\* Correspondencia –C-e: juanignacio.lagares@ciemat.es

**Palabras clave:** prortonterapia, dosis, neutrón, monte carlo, maniqués.

### Introducción

La contaminación neutrónica es una componente indeseable en los tratamientos de radioterapia ya que incrementan la probabilidad de generar cánceres secundarios. Tiene una especial relevancia con haces de protones, ya que la probabilidad de generar esos neutrones es significativamente mayor que en otras modalidades.

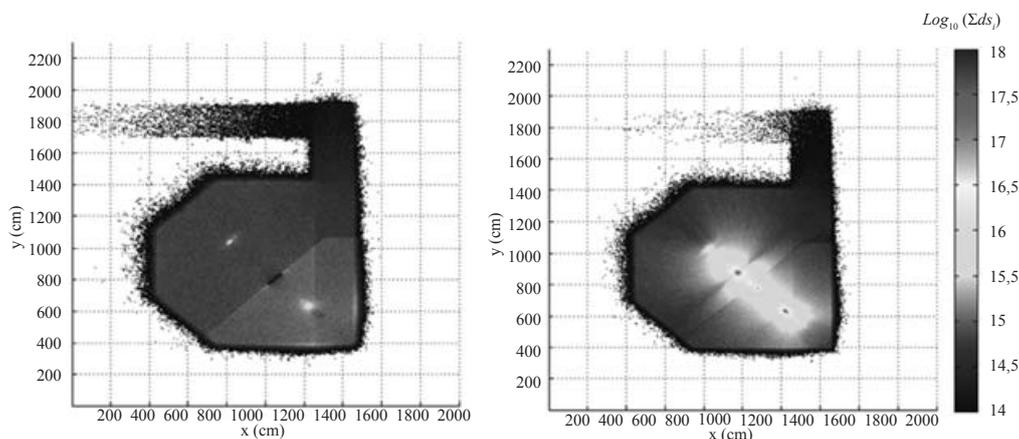
El objetivo de este trabajo es la determinación de la distribución energética de la fluencia en la sala de tratamiento. Con esta información se buscará la localización más apropiada en la que colocar un detector activo, basado en memorias digitales, para el cálculo de la dosis neutrónica periférica en el paciente [1,2].

### Material y métodos

Se ha simulado una sala real, dividida en dos compartimentos, usando el código de Monte Carlo GAMOS/GEANT4 [3]. Se eligió un tratamiento de pelvis como referencia y fue aplicado a un maniquí de polietileno (NORMA) [2]. El volumen blanco se definió como un cilindro de 3 cm de diámetro y 3 cm de largo. La energía inicial de los protones incidentes fue de 201.36 MeV y se moduló usando un difusor pasivo; para fijar el diámetro del haz se usó un colimador de latón. Se construyeron cuatro mapas de trazas neutrónica usando vóxeles de  $1 \times 1 \times 100 \text{ cm}^3$  (100cm en vertical), y cuatro intervalos de energía en MeV): [0,1E-6] (Neutrones térmicos), [1E-6,0.1], [0.1,20] y [20,200]. En cada vóxel se representa la sumatoria de la longitud de camino recorrido por los neutrones.

### Resultados y discusión

Los mapas de traza neutrónica muestran que la distribución térmica es uniforme en toda la sala, aunque se puede observar un decrecimiento exponencial a lo largo del laberinto. No obstante, aparecen dos puntos calientes de neutrones térmicos: Uno para NORMA y otro para la cápsula de Faraday en la sala continua a la de tratamiento. Por otra parte, los neutrones rápidos de 0.1 a 200MeV decrecen exponencialmente con la distancia a la línea del haz (fig 1).



**Figura 1.** Distribución de las trazas de neutrones térmicos (izquierda) y rápidos (derecha).

### Conclusiones

Los resultados muestran que el detector digital de neutrones térmicos tendrá la misma respuesta en cualquier posición de la sala de tratamientos excepto en el laberinto y cerca del paciente. Para evitar una alta fluencia de neutrones rápidos, resulta conveniente situarlo al menos a dos metros de la línea del haz.

### Referencias

- [1] Gómez, F., Iglesias, A., and Sánchez-Doblado, F., (2010) “A new active method for in-room neutron measurements in radiotherapy”. *Phys. Med. Biol.*, ;55:1025-1039.
- [2] Sanchez Sánchez-Doblado, F., Domingo, C., Gómez, F., et al. (2009) “On line neutron dose evaluation in patients under radiotherapy”. In: Dössel O, Schlegel WC, editors. WC 2009, IFMBE Proceedings 25/I, Berlin: Springer. ;259-261.
- [3] Arce, P., Rato, P., Canadas M., and Lagares, J.I., (2008) “GAMOS: a GEANT4-based easy and flexible framework for nuclear-medicine applications”, *IEEE NSS/MIC 2008 Conf. Record* pp 3162–68.

## Caracterización de un equipo biplano de rayos x digital en el servicio de cardiología pediátrica

ORDÓÑEZ MÁRQUEZ, J.<sup>1,\*</sup>, HUERTAS MARTÍNEZ, C.<sup>1</sup>, CORREDOIRA SILVA, E.<sup>1</sup>, VAÑO CARRUANA, E.<sup>2</sup>, LUQUERO LLOPIS, N.<sup>1</sup>, HUERGA CABRERIZO, C., PLAZA APARICIO, R.<sup>1</sup>, TÉLLEZ-CEPEDA RUIZ, M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Hospital La Paz Madrid. Servicio de Radiofísica y Radioprotección.

<sup>2</sup> Hospital Clínico San Carlos Madrid. Servicio de Física Médica.

\* Correspondencia –C-e: muraug@hotmail.com

**Palabras clave:** KASE, PKA, pediatría, cardiología, rayos x.

### Introducción

En el hospital La Paz de Madrid se ha instalado recientemente un equipo biplano de rayos X en el Servicio de Cardiología Pediátrica. Se trata de un sistema equipado con dos detectores de silicio amorfo, uno de 30 cm x 40 cm en el plano frontal (lo que permite visualizar el corazón y las estructuras adyacentes) y otro de 20 cm x 20 cm en el plano lateral. En cardiología, las nuevas técnicas digitales, están reemplazando a la fluoroscopia con intensificador de imagen y sistemas de televisión. Se ha realizado una caracterización del equipo antes de su puesta en marcha para uso clínico.

### Material y métodos

La caracterización del equipo biplano se ha realizado siguiendo el protocolo DIMOND (<http://www.dimond3.org>), midiendo el KASE con un conjunto electrómetro/cámara de ionización (Radcal 9015/10x5-60) calibrado. La calidad de imagen se ha evaluado con un test de Leeds TOR 18 FG (<http://www.leedstestobjects.com>). Para cada tubo, se colocó el test de Leeds en el centro de un maniquí de poli metil metacrilato (PMMA) formado por placas de 1 cm de espesor, y a su vez, este se posicionó en el isocentro del equipo, lugar donde va a estar situado el órgano interés en el procedimiento real. Se usaron tres espesores de PMMA para simular los pacientes pediátricos: 8 cm, 16 cm y 20 cm. Para el espesor de 8 cm se escogió el protocolo llamado por Siemens “CARDIO < 12 kg”, y para 16 cm y 20 cm, el protocolo “CARDIO < 40 kg”. Para cada espesor se midieron los tres modos de escopia (baja 10 pulsos/s, normal 15 pulsos/s y alta 10 pulsos/s) y uno de adquisición en cine (30 imágenes/s). Los datos dosimétricos, junto con las técnicas radiográficas y las orientaciones de los arcos, de cada serie de cine y globales del estudio son mostrados por el equipo, al final del procedimiento. Los detalles de las series de fluoroscopia que se graban, también se muestran en el informe de dosis.

### Resultados y discusión

La **Tabla 1** muestra los datos obtenidos, durante la caracterización dosimétrica del equipo, para las tasas de KASE en los diferentes modos de fluoroscopia medidos, baja dosis (10 pulsos/s), normal (15 pulsos/s) y alta dosis (10 pulsos/s) y cine (30 imágenes/s), medidas con los diferentes espesores de PMMA, con el test de imagen (TOR 18 FG) colocado en el centro del maniquí. El tubo A se caracterizó con un tamaño de campo de 22 cm, y el tubo B para el tamaño de 25 cm.

**Tabla 1.** Tasa de KASE para los diferentes modos de fluoroscopia y cine.

Espesor (cm) + test	Modo	Tubo A	Tubo B
		KASE (mGy/min)	KASE (mGy/min)
8	Baja dosis	0,80	0,72
8	Dosis normal	1,83	1,83
8	Alta dosis	2,27	2,71
8	Cine	15,10	14,74
16	Baja dosis	2,83	3,48
16	Dosis normal	8,31	12,37
16	Alta dosis	10,11	12,87
16	Cine	84,26	116,40
20	Baja dosis	7,19	7,18
20	Dosis normal	22,64	22,60
20	Alta dosis	27,95	27,68
20	Cine	230,00	222,20

### Conclusiones

La caracterización del equipo se realizó para unos espesores acordes a los pacientes esperables en un servicio de cardiología pediátrica. Se observó un aumento del kerma en aire en la superficie de entrada (KASE) de entre 3 y 4 veces entre el modo de fluoroscopia de baja dosis (7 mGy/min para 20 cm de PMMA) y el de alta dosis (28 mGy/min para 20 cm de PMMA). Este incremento es sólo de un 20%-30% comparando la fluoroscopia normal (23 mGy/min para 20 cm de PMMA) con la de alta dosis. El KASE en adquisición en cine es del orden de 10 (230 mGy/min para 20 cm de PMMA) veces superior al modo de fluoroscopia normal. El de KASE del maniquí de más espesor estudiado (20 cm de PMMA + test de imagen 1,83 mGy/min) es 12 veces mayor para fluoroscopia modo normal que el del maniquí de menor tamaño (8 cm de PMMA + test de imagen 22,6 mGy/min). Este cociente se eleva a 15 en el caso de las adquisiciones en cine, 15,10 mGy/min frente a 230 mGy/min. Por tanto, sería recomendable el uso del modo en fluoroscopia de baja dosis, cuando fuera posible. Ya que el equipo está ajustado para que este modo imparta mucha menos radiación que el modo normal o de alta dosis.

## Estudio de dosis en pacientes pediátricos sometidos a intervenciones cardiacas en un sistema digital

ORDÓÑEZ MÁRQUEZ, J.<sup>1,\*</sup>, HUERTAS MARTÍNEZ, C.<sup>1</sup>, LUQUERO LLOPIS, N.<sup>1</sup>, VAÑO CARRUANA, E.<sup>2</sup>, CORREDOIRA, S.<sup>1</sup>, HUERGA CABRERIZO, C., PLAZA APARICIO, R.<sup>1</sup>, TÉLLEZ-CEPEDA RUIZ, M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Hospital La Paz Madrid. Servicio de Radiofísica y Radioprotección.

<sup>2</sup> Hospital Clínico San Carlos Madrid. Servicio de Física Médica.

\* Correspondencia –C-e: muraug@hotmail.com

**Palabras clave:** dosis paciente, PKA, pediatría, cardiología, rayos X.

### Introducción

En el hospital La Paz de Madrid se ha instalado recientemente un equipo biplano de rayos X en el Servicio de Cardiología Pediátrica. Se trata de un sistema digital equipado con dos detectores de silicio amorfo. Se ha realizado una caracterización del equipo antes de su puesta en marcha para uso clínico. Posteriormente se ha efectuado un seguimiento de la dosis impartida a los pacientes pediátricos sometidos a diferentes procedimientos diagnósticos y terapéuticos. Al no existir todavía valores de referencia de dosis para cardiología intervencionista infantil, los valores obtenidos se han utilizado para establecer los valores iniciales de dosis por grupos de edad que servirán como referencias iniciales y permitirán comparar nuestras dosis de radiación con las de otros centros; y comprobar que las dosis en piel están en la mayoría de los casos, por debajo de los umbrales de los efectos deterministas.

### Material y métodos

El estudio se ha realizado en un equipo biplano de reciente instalación (Siemens Artis Zee biplano) en el Servicio de Cardiología Pediátrica del hospital La Paz de Madrid.

El equipo dispone de una cámara de ionización integrada en la carcasa del colimador para medir el producto kerma área (PKA). Los datos dosimétricos, junto con las técnicas radiográficas y las orientaciones de los arcos, de cada serie de cine y globales del estudio son mostrados por el equipo, al final del procedimiento. Los detalles de las series de fluoroscopia que se graban, también se muestran en el informe de dosis. Los datos demográficos del paciente y el tipo de procedimiento también se incluyen en el informe y han sido recopilados para este estudio.

### Resultados y discusión

La distribución demográfica y los resultados obtenidos para los pacientes estudiados se muestran en la **Tabla 1**. Se presentan los cuartiles, la media aritmética y la desviación estándar del PKA y el kerma aire en la superficie de entrada máximo ( $KASE_{max}$ ) para cada grupo de edad estudiado. Los rangos de edad se han agrupado en cuatro grupos, para comparar con los datos publicados por otros autores<sup>1</sup>.

**Tabla 1.** Datos demográficos de los pacientes en estudio.

Rango de edad (años)	Número de pacientes	Edad media (años)	Peso medio (SD) (kg)	Género	
				Masculino	Femenino
< 1	8	0,4	5 (2)	5	3
1 - < 5	16	2,9	12 (5)	10	6
5 - < 10	16	7,8	25 (12)	11	5
10 - < 16	16	12,0	37 (12)	9	7
Total	56	6,5	16,8	35	21
Valores para PKA* (Gy cm <sup>2</sup> ): Qxx cuartiles, SD desviación estándar					
Rango de edades (años)	Q25 PKA*A+B	Q50 PKA*A+B	Q75 PKA*A+B	Media PKA*A+B	SD PKA*A+B
< 1	1,9	5,8	11,4	7,5	6,5
1 - < 5	7,0	11,9	17,0	13,4	9,7
5 - < 10	3,1	8,4	29,0	24,2	46,4
10 - < 16	1,8	19,1	56,9	35,5	42,3
Valores para KASEmax (mGy): Qxx cuartiles, SD desviación estándar					
Rango de edades (años)	Q25 KASEmax	Q50 KASEmax	Q75 KASEmax	Media KASEmax	SD KASEmax
< 1	64	143	205	162	138
1 - < 5	83	168	275	208	203
5 - < 10	55	85	332	309	606
10 - < 16	22	107	361	243	338

<sup>1</sup> Martinez L C, Vano E, Gutierrez F, Rodriguez C, Gilarranz R; Patient doses from fluoroscopically guided cardiac procedures in pediatrics. *Phys. Med. Biol.* 52 (2007) 4749–4759

## Conclusiones

El  $KASE_{max}$  es un valor de gran utilidad a comparar con la dosis umbral para efectos deterministas en la piel del paciente (2 Gy). En un paciente de la población el  $KASE_{max}$  ha superado la dosis umbral de 2 Gy (paciente de 10 años y 29 kg con 2441 mGy), y en otro se ha llegado a dosis del mismo orden de magnitud (un paciente de 12 años y 47 kg con 1846 mGy). Los dos pacientes fueron sometidos a intervenciones terapéuticas. En ambos casos esta dosis se debe, en su mayor parte, a tiempos largos de fluoroscopia. Un elemento mejorable en el equipo es que no da información de las angulaciones a las que se han realizado las series de fluoroscopia (excepto si se almacenan), con lo que no se ha podido obtener más información sobre la distribución de dosis en piel.

## Determinación de la dosis a paciente debida a la de verificaci3n de tratamientos de radioterapia con imagen volumétrica de rayos x (CBCT)

SÁNCHEZ CARMONA, G.\* , LUIS SIMÓN, F.J., MATEOS PÉREZ, J.C., HERRADOR C3RDOBA, M.

HU Virgen del Rocío, Sevilla.

\* Correspondencia –C-e: gerardo.sanchez.sspa@juntadeandalucia.es

**Palabras clave:** IGRT, cone beam, dosis al paciente.

### Introducci3n

El uso cada vez m3s extendido de la radioterapia guiada por la imagen (IGRT) lleva aparejado una impartici3n de dosis adicional al paciente de la prescrita por su tratamiento radioter3pico. El objetivo de este trabajo es determinar la dosis recibida por el paciente cuando se verifica el posicionamiento mediante imagen volumétrica con rayos X (Cone Beam CT) (CBCT), en los tratamientos de próstata mediante terapia volumétrica rotacional (VMAT) realizados en nuestro centro.

### Material y métodos

Disponemos de un acelerador Elekta Synergy con capacidad de tratamiento volumétrico (VMAT) dotado con IGRT que incluye el modo 2D con imágenes de Megavoltaje, y el modo 3D, de imagen volumétrica de Kilovoltaje (CBCT), llamado XVI. Adem3s existen otros modos de adquisici3n con RX de KV (planar y escopia). Para determinar la dosis impartida por el modo CBCT utilizamos una cámara Farmer de 0.6 cm3 PTW3013 asociada al electr3metro DoseOne, un dosímetro Radcal 99010 con cámara de ionizaci3n modelo 10x5-3CT, cámara lápiz, y como material dispersor donde alojar las cámaras, dos maniqués cilíndricos de PMMA de 32 cm de diámetro y 15 cm de longitud cada uno, habituales en la medida del índice de dosis CT volumétrico ( $CTDI_{vol}$ ) para cuerpo. Se ha obtenido un valor del factor de calibraci3n para la cámara Farmer para la energía de este haz de RX mediante calibraci3n interna comparando con detectores calibrados en esa energía (Barracuda R100B, y Radcal 10x5-6). Con la cámara farmer se han realizado medidas para 2 tamaños de campo (M15 y M20) sin filtro (F0) y con filtro Bowtie (F1), tanto en el centro como en la periferia para determinar la dosis de acuerdo al nuevo protocolo de la AAPM TG111 de Febrero de 2010. Adem3s se ha medido con la cámara lápiz en periferia y centro para un único tamaño de campo (M15,F0) determinado la dosis mediante el método clásico de cálculo de dosis a partir del CTDI corporal, para así comparar ambos métodos. También se midi3 con un solo maniqué dispersor para investigar la influencia de la falta de dispersi3n.

### Resultados y discusi3n

Los resultados obtenidos se muestran en la siguiente Tabla.

Tamaño campo	Filtro	Dc (mGy/100mAs)	Dosis acumulada (mGy)	
M15	F0	1.51	27.8	
M15	F1	1.18	21.0	
M20	F0	1.75	33.4	
M20	F1	1.37	25.1	
Tamaño campo	Filtro	Longitud Maniqué	Cámara	Dosis acumulada (mGy)
M15	F0	15	Farmer	24.3
M15	F0	15	Lápiz	17.8
M15	F0	30	Farmer	27.8
M15	F0	30	Lápiz	22.4

Se observa que por el método clásico de medida de la dosis a partir del CTDI, el valor de obtenido es de un 64% del resultante de aplicar el nuevo protocolo.

### Conclusiones

Resulta evidente la necesidad de disponer de la longitud suficiente de maniqué para alcanzar la dosis de equilibrio, si no es posible hay ser consciente de que se esta infravalorando la dosis acumulada de manera importante.

Si se adquiere sistemáticamente una imagen por sesi3n con los protocolos analizados, la dosis adicional impartida al paciente está entre 1.0 – 1.7% de la dosis prescrita para fraccionamiento estándar.

## Protección radiológica de pacientes en radiodiagnóstico: implantación de un sistema de gestión de la optimización

CORPAS RIVERA, L.<sup>1,\*</sup>, DEVESA PARDO, F.J.<sup>2</sup>, GÁMEZ JIMÉNEZ, J.I.<sup>1</sup>, VALLEJO CARRASCAL, C.<sup>1</sup> GARCÍA DE DIEGO, A.A.<sup>1</sup>, AMADOR VELA-HIDALGO, J.J.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Unidad Técnica de Protección Radiológica y Servicio de Física Médica de GESTISA.

<sup>2</sup> Dirección de Servicios Asistenciales de Mutua Universal.

\* Correspondencia –C-e: luiscorpas@gestisa.es

**Palabras clave:** optimización, paciente, protección, radiodiagnóstico, VRD.

### Introducción

Mutua Universal, titular de ciento diez instalaciones de radiodiagnóstico convencional en toda la geografía nacional, implantó en 2008 un Sistema de Gestión Radiológica que permite registrar todas las exploraciones realizadas, incluyendo la evaluación de la calidad de la imagen de cada proyección y la medición individualizada de las dosis recibidas por los pacientes a la entrada del haz, por medio del sistema DOSESÒ (Dosimetry Skin Entrance System) de Dosibiológica, lo que ha permitido la caracterización de las dosis recibidas en cada técnica e instalación y el establecimiento de un proceso continuo de optimización a partir de un protocolo que combina el análisis de las condiciones de exposición, la calidad de imagen y las dosis recibidas.

El cumplimiento de la normativa de calidad en radiodiagnóstico (Real Decreto 1976/1999 por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico y Real Decreto 815/2001 de justificación del uso de las radiaciones ionizantes para exposiciones médicas, entre otros), así como de las recomendaciones y normativas europeas al respecto, se efectúa llevando a cabo la optimización de las dosis recibidas, en función de la calidad de imagen, en un proceso continuo de control de dichas dosis, a partir de los Valores de Referencia de Dosis (VRD) que el sistema ha permitido establecer para cada técnica.

### Material y métodos

El Sistema de Gestión Radiológica de Mutua Universal (SIGERMU) está instalado en cada uno de sus 110 centros asistenciales, registrando cada radiografía realizada, lo que incluye los datos de identificación del paciente, con especificación de peso y talla y los característicos de la técnica empleada: kVp, mA, mSeg, distancia foco-película, tamaño del campo y condiciones de protección. Asimismo permite registrar la evaluación de la calidad de la imagen obtenida, y -en su caso- el rechazo de la misma con el motivo de dicho rechazo.

La medición de la dosis a la entrada de los pacientes se realiza con los dosímetros radiotransparentes TLD FLi del sistema DOSES, codificados y calibrados individualmente, que son colocados por el operador de rayos X en el centro del haz. El código del dosímetro queda asociado a la exposición realizada y, una vez leído el mismo, el sistema incorpora automáticamente la dosis leída al registro correspondiente, lo que permite una identificación segura y automática de cada asociación dosímetro-paciente.

Además de la asignación individual de dosis a los pacientes que se les colocó el dosímetro, seleccionados por el procedimiento de muestreo del Sistema, se han asignado las dosis estimadas para cada técnica, a partir de los valores medidos en las mismas, a cada uno de los pacientes expuestos en cada instalación, atendiendo a la tipología de las exploraciones y de los pacientes.

### Resultados y discusión

Del análisis de toda la información procesada, SIGERMU obtiene los dos indicadores básicos de calidad. De la evaluación de las dosis recibidas por los pacientes, el Índice de Dosis, para cada técnica y el Índice Global de Dosis para el equipo, y de la evaluación de la calidad de imagen de cada técnica se obtiene el Índice de Calidad de Imagen. A partir de la evaluación conjunta de ambos Índices, el sistema establece las indicaciones sobre el ajuste que se ha de realizar en los valores de las técnicas o la necesidad de revisar otros parámetros hasta conseguir, en un proceso continuo, la optimización de cada técnica radiológica.

Desde la implantación del sistema, a comienzos de 2008, se han realizado más de 49.000 mediciones de dosis a la entrada del paciente, lo que supone una muestra mayor del 20% de las técnicas realizadas cada mes.

El análisis de los resultados ha permitido establecer el VRD para cada técnica en el conjunto del Sistema y evaluar las dosis por técnica y equipo en relación con dichos VRD, realizándose un seguimiento en continuo de los Índices obtenidos.

El protocolo de optimización del Sistema permite determinar automáticamente las técnicas que requieren de un ajuste de los procedimientos, facilitando a los operadores la información sobre las acciones que se han de realizar para conseguir el objetivo de la reducción de dosis en los pacientes, sin compromiso de la calidad de la imagen radiológica.

### Conclusiones

La implantación de un procedimiento sistemático de determinación de las dosis recibidas por los pacientes con dosímetros TLD, por medio del sistema DOSES®, y de evaluación conjunta de la calidad de la imagen radiológica, integrado en un Sistema informatizado de Gestión Radiológica, ha permitido en una red asistencial amplia y diseminada, establecer un protocolo de optimización continua de las dosis recibidas por los pacientes, a partir de las medidas reales de dichas dosis, lo que, además de asegurar el cumplimiento de los distintos aspectos de la normativa vigente, permite la certificación de las dosis recibidas por los pacientes y las condiciones de calidad de la práctica radiológica.



## Frecuencias de los estudios de tomografía computerizada a pacientes pediátricos realizados en el hospital universitario de canarias en el periodo 2005-2010

HDEZ. ARMAS, O.\* , GLEZ. MARTÍN, A., BETHENCOURT PEÑA, A. ,CATALÁN ACOSTA, A., HDEZ. ARMAS, J.

Servicio de Física Medica, La Laguna.

\* Correspondencia –C-e: fisica-medica@huc.canarias.org

**Palabras clave:** frecuencias; exploraciones de tomografía computerizada; pacientes pediátricos.

### Introducción

Ante la pregunta de cuántos estudios radiológicos se pueden hacer a un niño, la respuesta es: todas las que el médico prescriptor y el médico radiólogo consideren oportuno, siempre que se respete el principio de justificación de la práctica radiológica.

La legislación vigente no especifica límites de dosis para procedimientos específicos, tales como los de Tomografía Computerizada (TC). Sin embargo, el principio de optimización establece que las dosis deben ser tan bajas como sea razonablemente posible, siempre que se alcance el objetivo de la exploración que es el de proporcionar las mejores imágenes posibles para el diagnóstico médico. Una etapa necesaria para la mejor implementación de ambos principios en la práctica clínica, es la disponer de información fiable sobre la frecuencia de realización de las exploraciones radiológicas. Esta comunicación proporciona los datos correspondientes a la cantidad y diversidad de exploraciones de Tomografía Computerizada realizadas a pacientes en edad pediátrica (< 15 años) en el Hospital Universitario de Tenerife (HUC), Canarias. El análisis de las frecuencias y las tendencias de estos procedimientos médicos permitirá realizar comparaciones con el uso médico de la TC en otras partes de España y del mundo.

### Material y métodos

Los datos que se presentan han sido obtenidos de las bases de datos del Sistema de Información Hospitalaria, SAP, que es el que se utiliza en el HUC. Este Hospital está definido por el Servicio Canario de Salud como hospital de referencia para las zonas geográficas del Norte de la Isla de Tenerife e Isla de La Palma, lo cual significa que presta atención sanitaria a un colectivo de aproximadamente 500.000 personas.

En particular los datos correspondientes al registro de los estudios radiológicos realizados a pacientes pediátricos están almacenados por el Servicio de Control de Producción del HUC. Así se pudo acceder a los valores numéricos correspondientes a los años 2005 a 2010 que se presentan en este trabajo.

Los estudios se han clasificado teniendo en cuenta tres indicadores diferentes:

- edad del paciente.
- lugar de realización del estudio.
- tipo de estudio radiológico realizado.

Por edades, los pacientes se agruparon en tres conjuntos: de 0 a 4 años, de 5 a 9 años y de 10 a 14 años. Se dividieron los estudios según que hubiesen sido realizados en la Sección de Urgencias o en la Sección de Tomografía Computerizada, ambas del Servicio de Radiodiagnóstico del HUC. Todas las exploraciones se dividieron en dos grupos: T. C. de cabeza – cuello (cráneo, peñascos, órbitas) y T.C. de tronco (tórax, abdomen y pelvis).

El método aplicado ha consistido en introducir los datos en una base Excel, que permitió obtener los datos de estadística descriptiva que se presentan: distribución numérica de la información, histogramas y gráficas indicadoras de tendencias.

### Resultados y discusión

El orden, de mayor a menor, en el número de exploraciones de Tomografía Computerizada realizadas teniendo en cuenta la edad de los pacientes ha sido: 1º) Los de 10 a 4 años; 2º) los de 5 a 9 años y en tercer lugar los de 0 a 4 años. El número total de exploraciones de TC realizadas en el Servicio de Urgencias fue menor, durante todo el periodo analizado, que las hechas en el Servicio de TC. Predominaron las exploraciones de cabeza y cuello sobre las de cuerpo.

Ha sido interesante constatar que se ha observado una tendencia a la baja en el número de exploraciones efectuadas tanto en una como en otra Sección. Cabe indicar que en el periodo indicado se realizó una fuerte campaña de concienciación por el Servicio de Física Médica y Protección Radiológica del HUC sobre la necesidad de aplicar el principio de justificación de la práctica, distribuyendo además un total de unos 200 ejemplares de la Guía de Protección Radiológica de la UE, núm 118: “Guía para la correcta solicitud de pruebas de diagnóstico por la imagen”.

### Conclusiones

La recogida de los datos de frecuencias de realización de exploraciones ha permitido la observación de la tendencia que experimentan las mismas a lo largo del tiempo. Esta observación puede ser de valor para establecer las necesidades, presentes y futuras, de instrumentación radiológica de un centro hospitalario y para la evaluación de la aplicación del principio de justificación de la práctica radiológica. Asimismo, es un punto de partida necesario para iniciar una valoración de las dosis a pacientes como consecuencia de estas exploraciones y poder establecer los datos de dosis efectiva colectiva a los que puedan aplicarse los valores de riesgo ligados al uso de radiaciones.

## **Análisis de riesgos en tratamientos de radiocirugía mediante matrices de riesgo**

---

DELGADO, J.M.\* , SÁNCHEZ CAYUELA, C., RAMÍREZ, M.L., PÉREZ, A.

Grupo IMO, Madrid.

\* Correspondencia –C-e: jmdelgado@grupoimo.com

**Palabras clave:** análisis de riesgos, matrices de riesgo, métodos proactivos.

### **Introducción**

Los tratamientos de radiocirugía presentan unas peculiaridades de exactitud y precisión dosimétrica que los hacen especialmente vulnerables a fallos en la administración al paciente. En el procedimiento intervienen diferente instrumentación tanto de imagen como mecánica acoplada en el acelerador y existen diferentes sistemas de administración dependiendo de las características de este equipamiento.

La determinación de la dosis absorbida presenta problemas específicos debidos a problemas de equilibrio electrónico especialmente en los campos pequeños; y la translación del espacio estereotaxico a través de los diferentes sistemas mecánicos e imaginológicos da lugar a errores en la posición difíciles de determinar si no es con un riguroso control de calidad. Por otro lado, al tratarse de tratamientos con dosis única el riesgo es más alto debido a las consecuencias que pueden provocar posibles derivas.

El objetivo de este trabajo es el análisis de riesgo del proceso radioterápico estereotaxico de dosis única y una evaluación de aquellos sucesos iniciadores que den lugar a un mayor riesgo y una posible solución en el diseño de barreras.

### **Material y métodos**

La metodología usada ha sido la aplicación de matrices de riesgo a los equipos, procesos, procedimientos e instrucciones de trabajo existentes. Este método es proactivo, es decir, que se anticipa e identifica los puntos vulnerables antes de que se produzcan los accidentes para así poder evitarlos.

Se estudiaron tanto los errores de equipos y material de precisión como a los errores humanos. No se tuvo en cuenta el funcionamiento específico del acelerador que ya se ha demostrado en otros trabajos que el nivel de riesgo es muy bajo comparado con los errores humanos.

### **Resultados y discusión**

Se analizaron alrededor de 80 sucesos iniciadores dependiendo de las características del sistema de acoplamiento mecánico y de los sistemas de imagen.

Para cada uno de ellos se asignó una frecuencia de ocurrencia, la probabilidad de fallo de las defensas previstas y la severidad de las consecuencias a las que puede dar lugar. Posteriormente, se evaluaron las posibles medidas a implementar para reducir el riesgo en las secuencias de riesgo alto.

Se observó que en los sistemas en los que se elimina los dos ejes de rotación del gantry y de la mesa por sistemas más complejos mecánicamente, el nivel de riesgo en la administración de la dosis, dependiendo del a patología, es mucho menor comparado con los otros sistemas donde se elimina uno o dos ejes, llegando incluso a considerarse de alto riesgo algunos tratamientos realizados con este tipo de dispositivos mecánicos.

### **Conclusiones**

El análisis mediante matrices de riesgo de los procedimientos radioquirurgicos permite prever el nivel de riesgo existente en los procedimientos y habilitar las barreras correspondientes o la modificación de conductas dependiendo de las características del equipamiento utilizado.

## **Análisis un sistema de notificación local de incidentes en radioterapia. Experiencia del primer año y medio**

ANGULO PAÍN, E.\*, GUTIERREZ BAYARD, L., IBORRA OQUENDO, M., CASTRO RAMÍREZ, I., QUIÑONES RODRÍGUEZ, L.A.

Hospital Universitario Puerta del Mar, Cádiz.

\* Correspondencia –C-e: esther.angulo.sspa@juntadeandalucia.es

**Palabras clave:** seguridad, radioterapia, sistema de notificación.

### **Introducción**

Una de las herramientas en seguridad del paciente pasa por disponer de sistemas completos de aprendizaje y de notificación que recojan el grado y las causas de los efectos adversos, para hallar soluciones e intervenciones eficaces. La seguridad de los pacientes debe formar parte de la educación y formación de los trabajadores sanitarios, que son los proveedores de asistencia. Esto justifica la necesidad de crear un sistema de notificación local y evaluar sus resultados, aportando herramientas unificadas a los profesionales que sean útiles para la mejora continuada del sistema.

En Julio de 2009 se inició un sistema electrónico de notificación local de incidentes en Radioterapia basado en el Manual Técnico de la OMS “Perfil de riesgos en Radioterapia” (2008), con carácter voluntario, anónimo, confidencial, no punitivo y abierto a todos los profesionales implicados en el proceso Radioterápico, diseñado y gestionado por la UGC de Radiofísica del Hospital U. Puerta del Mar.

El objetivo es describir la implementación de dicho sistema, analizar su efectividad y evaluar los incidentes detectados durante el primer año y medio de funcionamiento.

### **Método**

En el formulario electrónico se reflejan los incidentes más importantes según el perfil de riesgos de la OMS, clasificado según la etapa del proceso en que ocurre. La base de datos del sistema de notificación permite un análisis detallado de: cómo, cuándo y quién detecta el evento, la percepción del riesgo que se tiene y la colaboración de los profesionales en el proceso de mejora a través de sugerencias.

El icono para acceder al formulario se instaló en varios ordenadores de la Unidad de Radioterapia en Julio de 2009. Se realizaron dos sesiones formativas dirigidas a todo el personal, comenzando a partir de ese momento el registro de incidentes.

Se han clasificado los eventos por causas, frecuencia temporal y comunicador.

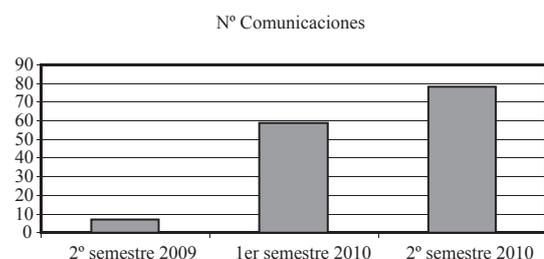
### **Resultados y discusión**

De 1156 pacientes tratados desde agosto de 2009 hasta fin de 2010, se registraron 123 incidentes. En febrero de 2010, se redacta el Plan de Seguridad del Paciente en Radioterapia, dentro de un Plan global de Calidad desarrollado por un grupo de trabajo conjunto entre la Unidad de Radiofísica y Radioterapia, lo que hace concienciar más a los profesionales de ambas Unidades incrementándose progresivamente el número de comunicaciones de incidentes.

Tras clasificar los eventos, observamos que el personal que comunica es tanto facultativo y como técnico. El momento crítico del proceso donde se detectan los incidentes es la preparación del paciente para el tratamiento. La mayoría de éstos corresponden a las fases de simulación y determinación de volúmenes, planificación, transferencia de información y preparación del paciente para tratamiento.

### **Conclusiones**

Como evidencian los resultados, es importante mantener la concienciación del personal implicado ya que condiciona una mayor notificación de eventos o riesgos. Es necesario el apoyo de la Dirección para implementar las barreras que eviten recurrencias, creando una estructura para evaluar su efectividad y poder hacer un seguimiento de los pacientes afectados. El sistema nos ha permitido identificar problemas locales y aprender de los errores para establecer metas concretas en la mejora de la seguridad del paciente.





## Área 09

# Biofísica. Aplicaciones médicas de otros agentes y métodos de la Física

Aplicaciones del frío y del calor

Aplicaciones de las corrientes eléctricas  
y de los campos electromagnéticos

Aplicaciones de los ultrasonidos

Biofísica. Biomecánica

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





Estudio cualitativo de la actividad biológica en una muestra celular mediante el método de Biospeckle . . . . .	447
González-Peña, R.J., Martínez-Celorio, R.A., Cibrián, R.M., Salvador, R., Jover, A., López, F.J., Gil-Benso, R., San Miguel, T.	
Aplicación de la termografía para valorar la adecuación del entrenamiento en deportistas de élite . . . .	448
Jover, A., Salvador, R., Cibrián, R., González-Peña, R., Mínguez, M.F., Pino, L., López de la O, F.J., Guillén, J., Reinado, D., Cortina, T., Chinillach, N., Dalmases, F., Romero C, Martínez-Celorio, R., Díez, S., Roselló, J.	
Calibrado y análisis de las condiciones óptimas de utilización de una cámara termográfica para aplicaciones médicas . . . . .	449
Jover, A., Salvador, R., Cibrián, R., González-Peña, R., Mínguez, M.F., Pino, L., López de la O, F.J., Guillén, J., Reinado, D., Cortina, T., Chinillach, N., Dalmases, F., Romero, C., Martínez-Celorio, R., Díez, S., Roselló, J.	
Utilización de redes neuronales artificiales para el diagnóstico, ayudado por ordenador, de pacientes con escoliosis . . . . .	450
López de la O, F.J., Cibrián, R., Salvador, R., González-Peña, R., Mínguez, M.F., Pino, L., Jover, A., Guillén, J., Reinado, D., Cortina, T., Chinillach, N., Dalmases, F., Romero, M.C., Martínez-Celorio, R., Díez, R., Roselló, J.	
Cuantificación de la curvatura de la columna vertebral mediante un método no lesivo basado en la proyección de luz estructurada . . . . .	451
López de la O, F.J., Cibrián, R., Salvador, R., González-Peña, R., Mínguez, M.F., Pino, L., Jover, A., Guillén, J., Reinado, D., Cortina, T., Chinillach, N., Dalmases, F., Romero, M.C., Martínez-Celorio, R., Díez, R., Roselló, J.	
Implantación de electrodos multipolares profundos para localización de focos epilépticos . . . . .	452
Prieto Morán, D., Sánchez Noriega, K., Alonso Iracheta, L., Gutiérrez Sárraga, J., Sastre Aguado, J.M., Ferrer García, N., Arranz Carrillo de Albornoz, L., Rey Portolés, G.	



## Estudio cualitativo de la actividad biológica en una muestra celular mediante el método de Biospeckle

GONZÁLEZ-PEÑA, R.J.<sup>1\*</sup>, MARTÍNEZ-CELORIO, R.A.<sup>1</sup>, CIBRIÁN, R.M.<sup>1</sup>, SALVADOR, R.<sup>1</sup>, JOVER, A.<sup>1</sup>, LÓPEZ, F.J.<sup>1</sup>, GIL-BENSO, R.<sup>2</sup>, SAN MIGUEL, T.<sup>2</sup>

<sup>4</sup> Dpto. de Fisiología, Facultad de Medicina y Odontología, Universidad de Valencia.

<sup>5</sup> Dpto. de Patología, Facultad de Medicina y Odontología, Universidad de Valencia.

\* Correspondencia – C-e: gonpero@uv.es

**Palabras clave:** Biospeckle, correlación de fase, células.

### Introducción

Cuando la luz coherente atraviesa un medio que tiene centros de dispersión de una imagen no uniforme se obtiene una distribución estadística de la intensidad, es decir un patrón de speckle. La imagen cambia en el tiempo como consecuencia de los centros de dispersión, movimiento complejo de la sedimentación y el movimiento browniano, esto produce las fluctuaciones de la intensidad de la imagen (Biospeckle).

El biospeckle ó speckle dinámico se ha utilizado para analizar la actividad de los materiales biológicos y no biológicos, mediante diversas técnicas estadísticas y de procesamiento de imágenes. Sin embargo, un reto para adoptar esta técnica es la capacidad de identificar, en el mismo material, una zona de baja actividad inmersa en un entorno de mayor actividad. En nuestro trabajo analizamos la influencia de un medicamento sobre un cultivo de células de un carcinoma de piel, estudiando los cambios en los patrones de speckle durante un intervalo de tiempo.

### Material y métodos

Se utilizaron cuatro celdas con un cultivo de células de un carcinoma de piel; una contenía el medio donde se cultivan las células (gel), otra con dicho medio y las mencionadas células y las dos restantes con un medicamento adecuado con diferentes concentraciones: un 10 y un 30% respectivamente.

El sistema experimental, en posición vertical, consta de un portaceldas en la parte inferior, a continuación de ésta, un objetivo fotográfico Sigma de distancia focal 50 mm con apertura f/16 y finalmente una cámara digital Basler de alta resolución (1800x1200 píxeles). Un haz de laser de He-Ne abierto, con un filtro espacial, ilumina por transmisión las 4 celdas, centradas en el sistema óptico.

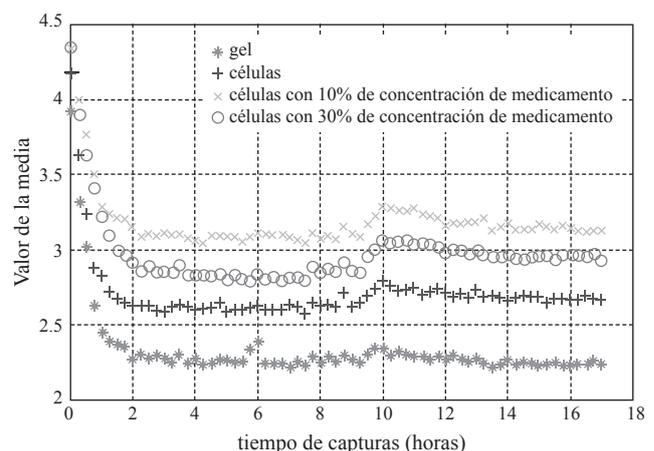
Se registraron imágenes en intervalos de tiempos de 15 minutos, durante aproximadamente 18 horas, y mediante un programa desarrollado en el entorno Matlab, se ha realizado la resta en valor absoluto entre cada par de imágenes consecutivas, permitiendo obtener el valor medio y la desviación estándar en la imagen resultante. Estos parámetros que nos han permitido hacer una evaluación preliminar de la actividad del biospeckle y en correspondencia analizar el comportamiento de las muestras en el tiempo.

### Resultados y discusión

En la Figura se muestran los resultados obtenidos para las cuatro muestras estudiadas. La variable obtenida es la media de las diferencia consecutivas de las imágenes de capturadas a intervalos de 15 min. Como se puede observar en las gráficas, el estudio de la media en el tiempo revela que para diferente concentración de medicamentos, el cultivo de células responde diferente, de manera tal que la actividad biológica en el transcurso del tiempo, es menor que cuando hay más concentración de medicamento. También se puede observar pequeñas fluctuaciones en la actividad en determinadas horas, debido a diversos factores tales como mortalidad ó reproducción de las células.

### Conclusiones

La técnica del biospeckle ha permitido hacer una primera valoración cualitativa del comportamiento de un cultivo celular de un carcinoma de piel durante aproximadamente 18 horas de estudio, así como la influencia de la concentración de un medicamento adecuado en la actividad biológica.



## Aplicación de la termografía para valorar la adecuación del entrenamiento en deportistas de élite

JOVER, A.<sup>1\*</sup>, SALVADOR, R.<sup>1</sup>, CIBRIÁN, R.<sup>1</sup>, GONZÁLEZ-PEÑA, R.<sup>1</sup>, MÍNGUEZ, M.F.<sup>2</sup>, PINO, L.<sup>2</sup>, LÓPEZ DE LA O, F.J.<sup>1</sup>, GUILLÉN, J.<sup>1</sup>, REINADO, D.<sup>1</sup>, CORTINA, T.<sup>1</sup>, CHINILLACH, N.<sup>1</sup>, DALMASES, F.<sup>1</sup>, ROMERO C.<sup>1</sup>, MARTÍNEZ-CELORIO, R.<sup>3</sup>, DíEZ, S.<sup>1</sup>, ROSELLÓ, J.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Dpto. de Fisiología, Facultad de Medicina y Odontología, Universidad de Valencia.

<sup>2</sup> Servicio de Traumatología y Ortopedia. Hospital Clínico Universitario de Valencia.

<sup>3</sup> Grupo de Bioingeniería, DICIS, Universidad de Guanajuato. Mexico.

\* Correspondencia – C-e: ajogon@alumni.uv.es

**Palabras clave:** termografía, deporte, fútbol, calentamiento muscular.

### Introducción

La termografía es una técnica que posibilita conocer la temperatura de la superficie corporal gracias a la radiación infrarroja emitida, siendo por tanto una técnica completamente no invasiva, sin necesidad de contacto físico. Las diferencias en la temperatura corporal en las distintas zonas del organismo se muestran de forma natural en el termograma y dado que la actividad deportiva puede alterar esta distribución de temperaturas, esta técnica de imagen puede ayudar a analizar el efecto del entrenamiento sobre la musculatura y determinar si éste ha sido adecuado y correcto. La mayoría de las lesiones sufridas por los futbolistas se deben al desequilibrio que sufren los músculos abdominales y los aductores por la excesiva carga de trabajo, de manera que la principal medida preventiva para evitar estas lesiones radica en una buena preparación física, mediante la cual se fortalezcan ambos músculos por igual y se eviten descompensaciones. Si se ha realizado un buen entrenamiento deberá haber un equilibrio entre la temperatura de los abdominales y los aductores. También debe existir equilibrio abdomino-lumbar, para evitar dolores de espalda o incluso hernias discales debidas a la descompensación de la musculatura.

### Material y métodos

Mediante la cámara termográfica THERMACAM B4, apta para aplicaciones médicas, se registraron imágenes térmicas, antes y después del entrenamiento, en una muestra de 10 futbolistas pertenecientes al club deportivo Teruel, todos ellos hombres, no fumadores, de edades comprendidas entre 19 y 22 años. Para garantizar la repetitividad en la captura de los diferentes termogramas, la cámara fue situada sobre un soporte que permitía un desplazamiento graduado en la dirección vertical, para poder ajustar la posición de la cámara en la zona de interés. Asimismo, se emplearon marcas fijas de posicionamiento sobre la superficie de apoyo, para lograr que, tanto antes como después del entrenamiento, la distancia entre la cámara y la superficie a explorar fuese constante (1,5 m). Con este montaje se capturaron, antes y después del entrenamiento, 4 termogramas diferentes por jugador, tanto de la parte anterior y posterior de las piernas, como de la parte anterior y posterior del tronco. Los termogramas fueron estudiados con el programa Ctherm, diseñado expresamente para aplicaciones médicas, el cual permite un análisis cuantitativo de la temperatura, tanto de los perfiles trazados sobre la espalda como de las regiones de interés marcadas sobre cada músculo.

### Resultados y discusión

Al comparar los termogramas correspondientes a cada sujeto antes y después del entrenamiento realizado, se ha podido comprobar que, en todos los deportistas, los valores medios de la temperatura determinados en la parte superior de la espalda presentan una disminución después del entrenamiento, que resulta del orden de 1,16°C con IC95% [0,49 – 1,83]. Esta disminución de temperatura parece un resultado paradójico, pero puede ser explicada debido al efecto refrescante de la sudoración. Asimismo, la temperatura en los diferentes músculos contralaterales analizados, los cuales tienen una simetría en cuanto a los valores de temperatura antes del entrenamiento, mantienen esa misma simetría después del mismo, con diferencias menores a 0,7°C. Este mantenimiento de la simetría térmica muestra que no se ha potenciado la lateralidad propia de cada jugador. Por último, hemos podido comprobar que la temperatura también disminuye con el entrenamiento en todos los músculos estudiados, pero la disminución no es la misma en todos ellos. Por ello, se ha analizado el posible equilibrio entre los abdominales y los lumbares, comprobando la existencia de equilibrio térmico entre ellos, pero no entre los abdominales y aductores.

### Conclusiones

Los resultados indican que la termografía puede ser una buena técnica para controlar y evaluar la correcta realización del entrenamiento en deportistas de élite, si se tiene una cuantificación del efecto del sudor en los diferentes músculos y se determina el equilibrio térmico entre músculos: aductores y abdominales y entre estos últimos y los lumbares.



Termograma de la parte anterior del tronco de uno de los futbolistas antes del entrenamiento en el que se aprecia las regiones de interés trazadas para el estudio de los músculos abdominales.



## Calibrado y análisis de las condiciones óptimas de utilización de una cámara termográfica para aplicaciones médicas

JOVER, A.<sup>1\*</sup>, SALVADOR, R.<sup>1</sup>, CIBRIÁN, R.<sup>1</sup>, GONZÁLEZ-PEÑA, R.<sup>1</sup>, MÍNGUEZ, M.F.<sup>2</sup>, PINO, L.<sup>2</sup>, LÓPEZ DE LA O, F.J.<sup>1</sup>, GUILLÉN, J.<sup>1</sup>, REINADO, D.<sup>1</sup>, CORTINA, T.<sup>1</sup>, CHINILLACH, N.<sup>1</sup>, DALMASES, F.<sup>1</sup>, ROMERO, C.<sup>1</sup>, MARTÍNEZ-CELORIO, R.<sup>3</sup>, Díez, S.<sup>1</sup>, ROSELLÓ, J.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Dpto. de Fisiología. Facultad de Medicina y Odontología. Universidad de Valencia.

<sup>2</sup> Servicio de Traumatología y Ortopedia. Hospital Clínico Universitario de Valencia.

<sup>3</sup> Grupo de Bioingeniería, DICIS, Universidad de Guanajuato. Mexico.

\* Correspondencia – C-e: ajogon@alumni.uv.es

**Palabras clave:** termografía, calibrado, protocolo de utilización, resolución espacial.

### Introducción

La termografía es una técnica que posibilita conocer la temperatura de la superficie corporal gracias a la radiación infrarroja emitida, siendo por tanto, una técnica completamente no invasiva, sin necesidad de contacto físico con el objeto cuya temperatura se pretende medir. Muchas disfunciones fisiológicas o anatómicas vienen afectadas por una variación en la temperatura corporal. Estas diferentes temperaturas son fácilmente observables desde un punto de vista cualitativo, directamente sobre el termograma registrado. Ahora bien, una cuantificación de la variación de temperatura de unas zonas respecto a otras precisa de un protocolo adecuado de captura y análisis del termograma registrado. En este trabajo se presenta el proceso de calibrado que se ha realizado sobre una cámara termográfica que permite validar el comportamiento de la cámara para asegurar la fiabilidad en las mediciones de la temperatura.

### Material y métodos

La cámara termográfica que se ha calibrado es la ThermaCAM B4 (FLIR SystemsInc). Para el análisis de los termogramas se ha utilizado el software de distribución libre Ctherm, que permite un análisis cuantitativo de la temperatura, tanto a lo largo de una línea seleccionada por el usuario sobre el termograma, como dentro de una región de interés (ROI) determinada también por el usuario. Este software se ha complementado con otros de diseño propio en entorno de Matlab para determinar la resolución espacial y temporal de la cámara.

Se ha utilizado como fuente térmica una cuba de agua, cuya temperatura se ha controlado por medio de un termómetro de platino. Para controlar la distancia entre la cámara y la superficie de agua se ha utilizado un soporte que permite el desplazamiento vertical de la cámara.

### Resultados y discusión

Para la puesta a punto de esta cámara y el establecimiento de un adecuado protocolo que permita la reproducibilidad de las medidas realizadas, tanto en distintos tiempos como en diferentes entornos, se ha realizado varios experimentos para estudiar:

- la resolución espacial de la cámara,
- la influencia en la temperatura registrada por la cámara del tiempo transcurrido tras el encendido de la misma
- la influencia de la temperatura del objeto en la medida realizada por la cámara y
- la no uniformidad térmica en la imagen termográfica.

Los resultados son los siguientes:

La resolución espacial de la cámara ha resultado de 8×8 píxeles para una distancia cámara-objeto de 23 cm, de modo que para una correcta lectura de la temperatura se debe tomar como mínimo regiones de interés de dicho tamaño para dicha distancia. Ahora bien, en una zona del termograma de temperatura homogénea, el tamaño de la región elegida para determinar la temperatura de dicha zona no afecta al valor de la misma, siempre que la zona sea mayor que la región de interés mínima indicada. Por otro lado, la respuesta de la cámara no varía con el tiempo transcurrido desde su encendido, permitiendo comparar medidas tomadas en tiempos diferentes. La temperatura determinada a partir del termograma no es la misma que indica el termómetro de platino, pero guarda con ésta una relación lineal de alto índice de correlación que permite determinar el valor real de la temperatura de la zona, si esto fuera de interés. El sistema óptico de la cámara genera un perfil de temperaturas mayor en el centro de la imagen que en los bordes. Esta variación se hace tanto más pequeña cuanto mayor es la distancia entre la cámara y la superficie a estudiar.

### Conclusiones

El calibrado de la cámara termográfica ha permitido establecer un adecuado protocolo para definir los parámetros óptimos que faciliten una mejor interpretación de los resultados en aplicaciones médicas y ha mostrado las limitaciones de esta técnica de imagen.

## Utilización de redes neuronales artificiales para el diagnóstico, ayudado por ordenador, de pacientes con escoliosis

---

LÓPEZ DE LA O, F.J.\* , CIBRIÁN, R., SALVADOR, R., GONZÁLEZ-PEÑA, R., MÍNGUEZ, M.F., PINO, L., JOVER, A., GUILLÉN, J., REINADO, D., CORTINA, T., CHINILLACH, N., DALMASES, F., ROMERO, M.C., MARTÍNEZ-CELORIO, R., Díez, R., ROSELLÓ, J.

Biofísica y Física Médica. Departamento de Fisiología. Facultad de Medicina y Odontología. Universidad de Valencia.

\* Correspondencia – C-e: f.javier.lopez@uv.es

**Palabras clave:** redes neuronales, diagnóstico ayudado por ordenador, escoliosis.

### Introducción

Para el diagnóstico y seguimiento de pacientes con escoliosis nuestro grupo está utilizando dos variables en la topografía de la superficie de la espalda: la variable DHOPI (Índice de Deformidad en el Plano Horizontal) y la variable POTSI (Índice de Simetría Posterior del Tronco). El criterio de diagnóstico actual es que ambas variables deben estar por encima del nivel de corte de normalidad. El uso de una red neuronal adecuadamente entrenada permite realizar un diagnóstico de forma no lineal, lo que representa una mejora significativa en la capacidad discriminativa de las variables.

### Material y métodos

Para obtener la topografía de la espalda hemos utilizado un método de visión artificial de diseño propio. La técnica consiste en proyectar un patrón de luz estructurada sobre una pantalla situada a dos distancias determinadas de la cámara de registro y sobre la espalda de la persona situada entre ellas. La reconstrucción de la imagen se ha realizado a partir de un software propio en el entorno MatLab.

También se programó en MatLab las redes neuronales artificiales usadas. El tipo de red desarrollada es un perceptrón multicapa. Se diseñaron redes con distintos número de neuronas y se inicializaron 200 veces, quedándonos con las cinco que cometían un error mínimo, catalogando los datos de validación.

La muestra de estudio ha estado integrada por 76 pacientes de los cuales 36 tenían escoliosis y 40 no.

### Resultados y discusión

A todos los sujetos de la muestra se les tomó la topografía de la superficie de la espalda con el método indicado y sobre dicha topografía se determinaron las variables DHOPI y POTSI. Éstas son variables cuantificadoras del grado de escoliosis, cuya capacidad de diagnóstico, individual y conjunta, ya ha sido contrastada en trabajos propios anteriores.

La variable DHOPI por si sola presenta una sensibilidad (casos con escoliosis que se les diagnostica que la tienen) del 89% y una especificidad (cuantos casos sin escoliosis que se les diagnostica que no la tienen) del 81%. Si se usa la variable POTSI se consiguen una sensibilidad del 43% y una especificidad del 98%. Si se exige para el diagnóstico que ambas variables superen el límite de normalidad, se obtiene una sensibilidad del 75% y una especificidad del 96%.

Para el entrenamiento de las redes neuronales artificiales, se separó la muestra en dos grupos, el de valoración y el de entrenamiento. Se diseñó un primer conjunto de redes neuronales y se obtuvieron valores de sensibilidad y especificidad de 88% y 93%, respectivamente, y se creó un segundo conjunto de redes intercambiando los grupos de valoración y de entrenamiento, obteniendo en este caso una sensibilidad del 80% y una especificidad del 100%, que mejoró la especificidad pero disminuyó ligeramente la sensibilidad. En cualquier caso, las redes neuronales con catalogación no lineal mejoraron tanto la sensibilidad como la especificidad de la catalogación lineal.

### Conclusiones

La utilización de las redes neuronales ha resultado de gran interés en el diagnóstico ayudado por ordenador de la escoliosis idiopática, ya que, gracias a su catalogación no lineal, ha mejorado la sensibilidad y la especificidad que ya se obtenían a partir de los valores de normalidad de las variables POTSI y DHOPI.



## Cuantificación de la curvatura de la columna vertebral mediante un método no lesivo basado en la proyección de luz estructurada

LÓPEZ DE LA O, F.J.\* , CIBRIÁN, R., SALVADOR, R., GONZÁLEZ-PEÑA, R., MÍNGUEZ, M.F., PINO, L., JOVER, A., GUILLÉN, J., REINADO, D., CORTINA, T., CHINILLACH, N., DALMASES, F., ROMERO, M.C., MARTÍNEZ-CELORIO, R., Díez, R., ROSELLÓ, J.

Biofísica y Física Médica. Departamento de Fisiología. Facultad de Medicina y Odontología. Universidad de Valencia.

\* Correspondencia – C-e: f.javier.lopez@uv.es

**Palabras clave:** topografía, luz estructurada, actividad deportiva, escoliosis.

### Introducción

La musculatura de la espalda es reflejo de la actividad física desarrollada que, en ocasiones, produce modificaciones en la curvatura de la columna. Asimismo, una curvatura inadecuada de la columna produce modificaciones en la topografía de la espalda, que pueden ser medidas para determinar patologías como la escoliosis. Este trabajo muestra la aplicación de un método no lesivo de determinación de la topografía de superficies basado en la luz estructurada, para encontrar en la topografía de la espalda variables que permitan crear un patrón característico y diferenciador entre distintos colectivos. Una vez obtenida la topografía, se ha calculado tres ángulos a lo largo de la columna vertebral que permiten caracterizar su curvatura. Este patrón se ha determinado para dos grupos de estudio, uno de deportistas y otro de pacientes con escoliosis.

### Material y métodos

Para obtener la topografía de la espalda hemos utilizado un método de visión artificial de diseño propio. La técnica consiste en proyectar un patrón de luz estructurada sobre una pantalla situada a dos distancias determinadas de la cámara de registro y sobre la espalda de la persona situada entre ellas. El patrón estaba integrado por un conjunto de líneas paralelas cuyo código de color permitía identificar de forma unívoca seis líneas del mismo. A partir de la posición de cada línea en las tres situaciones de proyección y mediante un software desarrollado en MatLab, se obtiene la topografía correspondiente.

Los grupos de estudio estaban integrados por futbolistas del Club Deportivo Teruel y por pacientes del Hospital Clínico Universitario de Valencia.

### Resultados y discusión

Tras el análisis de las topografías se han elegido tres ángulos principales a lo largo de la columna para caracterizar su curvatura: el primer ángulo, (C7\_T5), que se mide desde la base del cuello (vértebra C7) hasta la zona de la columna entre los omóplatos (vértebra T5), el segundo, (T5\_L3), que se obtiene desde el punto anterior (vértebra T5) hasta la zona de la columna a la altura de la cintura (vértebra L3) y el tercero, (L3\_S), que se mide desde el punto anterior (vértebra L3) hasta el surco interglúteo (sacrum).

Los valores medios de los tres ángulos en el grupo de futbolistas han sido: (15°9', SD 3'9) para el ángulo C7\_T5, (10°8', SD 4'2) para el T5\_L3 y (11°6', SD 3'6) para el L3\_S.

Para los pacientes con escoliosis los resultados han sido: (9°0', SD 6'0) para el ángulo C7\_T5, (9°8', SD 4'1) para el T5\_L3 y (11°1', SD 3'9) para el L3\_S.

Se aprecia que los tres ángulos en los deportistas son mayores que en los pacientes con escoliosis, pero estas diferencias no llegan a ser significativas. Por ello, se ha buscado una caracterización completa del perfil de la columna a partir de la suma de los tres ángulos determinados para cada sujeto y que hemos denominado “perfil columnar”. Este parámetro presenta en los deportistas una distribución normal con media 38°3' y SD 5°7' y los pacientes con escoliosis se agrupan en las dos colas dicha distribución. De hecho, más de la mitad estaban más allá de  $\pm 2SD$  y únicamente un paciente estaba en el valor de la media  $\pm 1SD$ .

Hay que señalar que algunos de los pacientes con escoliosis tenían una desviación muy pequeña de la columna (Cobb < 15°) por lo que el perfil columnar determinado parece ser un buen indicativo para el diagnóstico de la escoliosis.

Para el diagnóstico de la escoliosis, en estudios anteriores ya habíamos valorado la capacidad discriminativa de dos variables topográficas, DHOPI (Índice de Deformidad en el Plano Horizontal) y POTSI (Índice de Simetría Posterior del Tronco). Esta tercera variable, perfil columnar, nos ayuda en el diagnóstico ya que se obtiene de la misma topografía.

### Conclusiones

Se ha determinado un parámetro, el perfil columnar, que caracteriza la curvatura de la columna, basado en la suma de tres ángulos principales a lo largo de la misma: ángulo C7\_T5; ángulo T5\_L3 y ángulo L3\_S.

El perfil columnar presenta una distribución normal en el caso de los deportistas mientras que para los pacientes con escoliosis sus valores se sitúan en los extremos de dicha distribución.

Esta nueva variable complementa a las dos variables, DHOPI y POTSI, usadas por nuestro grupo de investigación en anteriores estudios sobre la topografía de la espalda, para el diagnóstico de la escoliosis.

## Implantación de electrodos multipolares profundos para localización de focos epilépticos

---

PRIETO MORÁN, D.\*, SÁNCHEZ NORIEGA, K., ALONSO IRACHETA, L., GUTIÉRREZ SÁRRAGA, J., SASTRE AGUADO, J.M., FERRER GARCÍA, N., ARRANZ CARRILLO DE ALBORNOZ, L., REY PORTOLÉS, G.

Hospital Universitario Ramón y Cajal, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: daniprmo@gmail.com

**Palabras clave:** electrodos, marco estereotáctico, Stereonauta Plus, foco epiléptico.

### Introducción

La epilepsia es una enfermedad crónica caracterizada por uno o varios trastornos neurológicos. Una crisis epiléptica ocurre cuando una actividad anormal eléctrica en el cerebro causa un cambio involuntario de movimiento o función del cuerpo, de sensación, en la capacidad de estar alerta o de comportamiento. Los síntomas que experimenta una persona durante una crisis epiléptica dependen del lugar en el cerebro en el cual ocurre la alteración de la actividad eléctrica. Las crisis epilépticas están asociadas a unas zonas determinadas del cerebro.

La terapia se realiza a través de fármacos inhibitorios de crisis y mediante cirugía o radiocirugía para el caso de epilepsias focales. En el tratamiento quirúrgico, localizar con la máxima exactitud el foco epiléptico, es de vital importancia. Para ello, se ha recurrido a introducir electrodos (de 4 a 12 contactos) alojados en las diferentes zonas de interés del cerebro, con el fin de localizar el foco, tras experimentar una crisis. Las trayectorias de los electrodos en el cerebro han de ser estudiadas rigurosamente, basándonos en imágenes de resonancia magnética del paciente, para situarlas en las zonas donde se sospecha pueda haber focos y para minimizar las consecuencias de su implantación.

Debido al tiempo que se emplea en una planificación del emplazamiento de los electrodos, se suele ensayar el tratamiento en una serie de imágenes de RM realizadas previamente al día de la intervención. Las trayectorias se determinan en un sistema de coordenadas relacionado con puntos bien definidos del cerebro. Posteriormente el día de la intervención se define el mismo sistema de coordenadas para importar las trayectorias ya determinadas. En ese día el paciente tiene adosado un marco estereotáctico (Leksell) que permite localizar los puntos de entrada de las trayectorias en el sistema del marco de forma inequívoca.

En este trabajo presentaremos y explicaremos las herramientas y procedimientos para el posicionamiento de electrodos multipolares.

### Material y métodos

Se realiza una resonancia magnética del paciente, para decidir las zonas en las que se colocaran los electrodos. Se ha empleado el programa informático *Stereonauta Plus* para obtener y guardar las coordenadas correspondientes.

Tomada la decisión y ya con el marco estereotáctico colocado sobre el paciente, se repite la resonancia magnética. Reunido de nuevo el equipo de especialistas, neurocirujanos, neurólogos, radiólogos y físicos, y recurriendo de nuevo a *Stereonauta Plus* se puede calcular el cambio de coordenadas de los puntos de estudio al nuevo sistema de coordenadas asociado al marco estereotáctico de Leksell. Este programa informático nos permite simular las trayectorias sobre las imágenes de resonancia magnética, para estudiar el emplazamiento de los electrodos, y eludir zonas críticas como son los vasos sanguíneos y zonas elocuentes.

Una vez realizado el cambio a coordenadas en el sistema de referencia del marco, se realiza la intervención.

Con ayuda de un electroencefalograma podremos reconocer los electrodos que obtienen una respuesta eléctrica en el momento de una crisis. Localizados estos puntos se procederá a una nueva intervención quirúrgica para extirpar los focos epilépticos.

### Resultados y discusión

Se han realizado hasta el momento cinco intervenciones quirúrgicas aplicando este procedimiento.

Gracias a los estudios realizados previamente, y el día de la intervención, se ha logrado situar los electrodos en los lugares de probabilidad de existencia de un foco epiléptico con el mínimo riesgo asociado.

Ello ha facilitado el tratamiento quirúrgico posterior.

Empleando el marco de Leksell se consigue un margen de error de un milímetro, compatible con el grado de precisión necesario en intervenciones quirúrgicas en el cerebro.

### Conclusiones

La labor del físico médico en el cálculo de las trayectorias de los electrodos y del cambio de coordenadas ha resultado fundamental, para la puesta a punto de un procedimiento de localización de focos epilépticos en el cerebro.

Mediante este procedimiento, se ha logrado optimizar y minimizar los riesgos asociados a la intervención quirúrgica de epilepsias locales.

# Área 10

## Formación y docencia

Formación y docencia pregrado y postgrado

Formación continua en protección radiológica

Formación especializada en radiofísica hospitalaria

Formación de trabajadores que realizan o demandan prácticas radiológicas

Requerimientos legales de formación

Acreditación de la formación

Aspectos éticos y sociales de la formación

Divulgación y formación al público

18° SEFM | 13° SEPR  
Sevilla 2011





La protección radiológica en los nuevos estudios de grado: curso de tele-enseñanza en ciencias de la salud. . . . .	457
Alcaraz Saura, M., Martínez García-Cervantes, A., Andreu-Gálvez, M., Sánchez Villalobos, J.M., Chico Sánchez, P., Alcaraz Baños, M.	
Desarrollo de prácticas de visualización de imágenes radiográficas digitales y su compromiso dosis/calidad de imagen. . . . .	458
Chinillach Ferrando, N., Salvador, R., Diez, S., Reinado, D., Cortina, T., López, F.J., Jover, A., Cibrián, R., González, R., Dalmases, F., Romero, C., Rosello, J.	
Estándares de referencia europeos en formación en protección radiológica. . . . .	459
Llorente Herranz, C., Marco Arbolí, M., Coeck, M.	
Portal educativo de formación y entrenamiento para el personal de licencia y acreditaciones en PR. . . . .	460
Llorente Herranz, C., Marco Arbolí, M., Villarroel González-Elipe, R.	
Formación semipresencial de especialistas en protección radiológica. . . . .	461
Mayo, P., Campayo, J.M., Verdú, G.	
Cursos de segundo nivel de formación en protección radiológica. . . . .	462
Ribas, M., Vañó, E., Alonso, M., Arranz, L., Córdoba, D., Ferrer, N., Gómez, A., Hernández Armas, P., Pallarés, L., Pombar, M.A., Rubio, A., Téllez de Cepeda, M.	
La Física Médica en los nuevos planes de estudio de grado de las facultades de medicina españolas. . . . .	463
Guibelalde, E., Calzado, A., Chevalier, M.	





## La protección radiológica en los nuevos estudios de grado: curso de tele-enseñanza en ciencias de la salud

ALCARAZ SAURA, M., MARTÍNEZ GARCÍA-CERVANTES, A., ANDREU-GÁLVEZ, M., SÁNCHEZ VILLALOBOS, J.M., CHICO SÁNCHEZ, P., ALCARAZ BAÑOS, M.\*

Área de Radiología y Medicina Física. Facultad de Medicina y Odontología. Universidad de Murcia. 30100-Campus de Espinardo. Murcia.

\* Correspondencia – C-e: mab@um.es

**Palabras clave:** protección radiológica, radiodiagnóstico, tele-enseñanza, educación médica, control de calidad.

### Introducción

El Espacio Europeo de Educación Superior (EEES) exige modificar el modelo de enseñanza universitaria que se ha desarrollado hasta ahora. Tras la obtención de un proyecto de Cooperación entre Departamentos Universitarios y Departamentos de Enseñanza Secundaria (BOE de 23 de Octubre de 1997), se preparó material científicamente actualizado y didácticamente ameno que se ha utilizado para estos cursos de tele-enseñanza (*e-learning*). El objetivo es proporcionar al estudiante, en cada uno de los diferentes grados académicos al que pertenece (medicina, enfermería, odontología y fisioterapia), una puesta al día de los conocimientos en protección radiológica, de forma amena, entretenida y mediante métodos didácticos interactivos. En este estudio se describe el proceso de incorporación y desarrollo en los cursos de tele-enseñanza basado en las 8 ediciones anuales realizadas.

### Material y métodos

Se utiliza Internet con los estándares del formato HTML, desarrollado en una web ubicada en la Universidad de Murcia (UMU). El servidor es un ordenador Veriton (Acer Computer Ibérica, España), dotado de sistema operativo Windows XP conectado a la Red LAN de la UMU dependiente de REDIRIS. En estos momentos el curso y sus materiales están expuestos en la dirección de la Universidad de Murcia (<http://webs.um.es/mab/miwiki/doku.php?id=docencia>) materiales propios y originales, de acceso libre y gratuito, aunque sus ediciones oficiales sólo se realizan de octubre a enero, con una duración de 3,5 meses y con una valoración de 115 horas lectivas, actualmente de 6 ECTS. Posteriormente, se realiza una encuesta docente a alumnos y profesores para valorar las posibles modificaciones en la siguiente edición. El primer curso se desarrolló gracias a una subvención específica del Consejo de Seguridad Nuclear en su convocatoria I+D+i de 2001 (MMC/SUBV/UMU/064/2003).

### Resultados y discusión

2.123 Alumnos han realizado este curso en sus diferentes ediciones con matrícula oficial de la Universidad de Murcia. El curso fue seguido en su última edición, por un total de 286 estudiantes. La franja horaria más utilizada fue entre las 18 y 19 horas (27%), siendo el miércoles el día con mayor número de accesos (30%). El total de visitas (entradas al servidor) durante la realización de esta edición ascendió a 10.102 entradas. Las estadísticas de error de acceso demostraron una buena fiabilidad (90% fallos del alumno al introducir la contraseña de acceso). Se realizaron 7 ejercicios parciales de evaluación y un ejercicio de evaluación final de los contenidos previamente definidos como “evaluables” y que se corresponden con la Guía Europea de Formación en Protección Radiológica. De las respuestas obtenidas en estos cuestionarios docentes se puede conocer que los alumnos consideraron que habían dedicado a este curso entre 2h y 11h semanas durante las 14 semanas del mismo, con una media de 7 horas de estudio por semana. Los contenidos teóricos del curso, las explicaciones escritas, las publicaciones libres ofertadas y las imágenes y vídeos utilizados en el curso son, en un 85%, buenas (nivel 4) o excelentes (nivel 5) en una valoración del 1 al 5. La utilidad de los enlaces expuestos se ha valorado como excelente (nivel 5) en un 80% y la utilidad de los bloques o actividades prácticas ha sido mayoritariamente considerada sólo de aceptable (nivel 3). Para el 97% de los alumnos, ha sido el primer curso realizado “on-line” a través de Internet, destacando fundamentalmente la libertad de horarios, facilidad de acceso y comodidad de seguimiento. Las críticas más frecuentes se han dirigido a la necesidad de disponer de un ordenador (15%), con conexión a Internet (12%), sobre todo, en estudiantes fuera de su domicilio habitual; así como a los largos periodos de mantenimiento interno de la Red universitaria que imposibilitaba el acceso a los servidores del curso (5%). El 90% de los alumnos describe su experiencia en la realización del curso como útil, innovadora y necesaria. Consideran que la incorporación a estos sistemas de educación va a ser importante en su desarrollo profesional próximo. Sin embargo, casi el 10% de los alumnos se muestra claramente en contra del procedimiento de enseñanza aprendizaje por diferentes motivos: necesidad de estudiar sólo o aislado a pesar de los foros y chats disponibles, aversión al uso del ordenador, dificultades de conexión a Internet, ausencia de clase magistral presencial impartida por el profesor, situaciones de relación impersonal y poco motivadora para la actividad del alumno. En casi el 1% de estos alumnos el rechazo a este sistema de enseñanza es total y completo.

### Conclusiones

El aprendizaje a través de Internet constituye una forma de enseñanza que permite el acceso a la educación desde cualquier lugar y de una forma asequible y adecuada para analizar las imágenes diagnósticas en un soporte muy económico. Sin embargo, tras estos años de desarrollo y defensa de la tele-enseñanza a través de Internet como procedimiento innovador de formación, consideramos que para el aprendizaje de aspectos y habilidades prácticas especializadas (“saber hacer”) resulta insuficiente.

### Bibliografía

Alcaraz, M., Chico, P., Martínez Beneyto, Y., Armero, D., Meseguer, A.B., Alcaraz-Saura, M. (2010). “Tele-enseñanza a través de Internet: la protección radiológica en Ciencias de la Salud”, en Juanes Méndez, J.A. (Coord.) Avances tecnológicos digitales en metodologías de innovación docente en el campo de las Ciencias de la Salud en España”. *Revista Teoría de la Educación: Educación y Cultura en la Sociedad de la Información*. Vol. 11, nº 2. Universidad de Salamanca, pp. 232-260.

## Desarrollo de prácticas de visualización de imágenes radiográficas digitales y su compromiso dosis/calidad de imagen

---

CHINILLACH FERRANDO, N.\*, SALVADOR, R., DIEZ, S., REINADO, D., CORTINA, T., LÓPEZ, F.J., JOVER, A., CIBRIÁN, R., GONZÁLEZ, R., DALMASES, F., ROMERO, C., ROSELLO, J.

Fac. de medicina y odontología. Dpto. Fisiología (U. Física Medica), Valencia.

\* Correspondencia – C-e: neschife@alumni.uv.es

**Palabras clave:** imagen radiológica, dosis, calidad, prácticas.

### Introducción

Hoy en día es imprescindible el uso de rayos X para el diagnóstico en el ámbito sanitario, de forma que es indispensable que los profesionales tengan una sólida formación en todos los aspectos de los que dependen las imágenes radiológicas. Con este fin, dentro del proyecto 896/2010 subvencionado por el Consejo de Seguridad Nuclear y titulado: “Desarrollo de prácticas de visualización de imágenes radiográficas digitales y su compromiso dosis/calidad de imagen” se han desarrollado una serie de ejercicios para dotar a los alumnos de la capacidad para analizar imágenes radiológicas e identificar fallos en el proceso tanto de su obtención como en el de su posterior tratamiento para mejorar en la medida de lo posible su evaluación. Además, se hace necesario que los estudiantes entiendan la dependencia entre la dosis y la calidad de imagen y de esta forma introducir el concepto de optimización en la realización de los estudios radiológicos, desde un examen sencillo a uno complejo, estableciendo una dependencia entre la dosis suministrada al paciente y el objetivo del estudio que se va a realizar.

Así mismo los alumnos deberán desarrollar habilidades para evaluar parámetros geométricos del sistema radiográfico e indicadores de dosis y calidad de imagen mediante el uso de maniqués. De esta forma se intentará su incorporación a la cultura de la verificación de controles de calidad mediante la realización de pruebas de constancia y su comparación con imágenes de referencia.

### Material y métodos

Con el fin de intentar que la realización e implantación de las prácticas sea lo más fácil posible, se han buscado programas de visualización y edición de imagen que sean de libre distribución y lo más intuitivos posible.

De entre todos los programas testeados, nos hemos decidido por emplear dos diferentes, intentando que sean capaces de cubrir todas las necesidades surgidas:

- El programa *DicomWorks*, es un servidor interno, mediante el cual se van a poder visualizar todas las imágenes que tengamos cargadas en nuestra red.
- El programa de edición de imágenes *ImageJ*, permitirá entre otras muchas funciones, realizar operaciones geométricas con las imágenes, obtener diferentes perfiles e histogramas, así como los valores de los diferentes píxeles de las imágenes.

Para la realización de los ejercicios que se detallarán en el siguiente apartado se hace necesario obtener y cargar, previamente, en el servidor interno todas las imágenes que se van a emplear. Estas van a ser: imágenes de controles de calidad de equipos de radiodiagnóstico; exploraciones de TAC de diferentes partes del cuerpo y en diferentes proyecciones; imágenes de un mismo maniquí empleando diferentes técnicas radiológicas y por último una serie de imágenes simuladas en las cuales, a partir de una imagen original, se va disminuyendo el amperaje con el cual se ha obtenido la imagen.

### Resultados y discusión

En la primera práctica el alumno se familiariza con el manejo de la base de datos, adquiriendo los conocimientos necesarios para buscar pacientes y visualizar las diferentes exploraciones que se le han realizado. Con el fin de consolidar el manejo de este programa se le plantea al alumno la realización de una serie de controles geométricos, empleando para ello las imágenes de controles de calidad mencionadas en el apartado anterior.

En la segunda práctica se trabaja con los conceptos de nivel y ventana. Para ello se emplearán las diferentes imágenes de TAC mencionadas en el apartado anterior. El alumno deberá, empleando el programa *ImageJ*, identificar los diferentes órganos presentes en las imágenes mediante la modificación del nivel y la ventana de visualización. Como ejercicio final se intentará obtener una visualización libre de los artefactos de un TAC dental debidos a los empastes metálicos.

La tercera práctica persigue que el alumno se sensibilice con la relación dosis/calidad, debiendo decidir de entre las imágenes realizadas al maniquí, cuál es la que recibiendo la menor dosis posible permite una correcta visualización de los órganos a estudiar, buscando de esta forma, un compromiso entre la dosis recibida y la calidad de dicha imagen. Además, en esta práctica, se pretende, siguiendo el proceso debidamente detallado en el manual, determinar la dosis que recibe una cierta zona del paciente en las diferentes imágenes simuladas, debiendo decidir cuál sería la técnica radiológica idónea para obtener una imagen viable con la menor dosis posible.

### Conclusiones

Las prácticas planteadas permiten que los alumnos adquieran de forma experimental y consoliden una serie de conocimientos indispensables en el uso de la imagen radiológica, valorando la dependencia entre la dosis y la calidad de la imagen. Así mismo, estas prácticas favorecen la adquisición de las técnicas necesarias para obtener imágenes radiológicas de calidad con la menor dosis posible, con el consiguiente beneficio para el paciente.

## Estándares de referencia europeos en formación en protección radiológica

LLORENTE HERRANZ, C.<sup>1\*</sup>, MARCO ARBOLÍ, M.<sup>1</sup>, COECK, M.<sup>2</sup>

<sup>4</sup> CIEMAT, Madrid, España.

<sup>5</sup> SCK-CEN, Mol, Bélgica.

\* Correspondencia – C-e: cristina.llorente@ciemat.es

**Palabras clave:** formación, entrenamiento, protección radiológica, estándares de referencia, RPE, RPO.

### Introducción

La PR constituye un desafío muy importante en las aplicaciones de las radiaciones ionizantes (RI) tanto industriales como en el área médica y de investigación. En la Europa actual nos enfrentamos a una tendencia decreciente en el número de expertos en PR por motivos diversos que puede repercutir en el mantenimiento de un alto nivel de competencia en PR. Este hecho es esencial para asegurar en el futuro el uso seguro de las RI así como el desarrollo de nuevas tecnologías.

El componente fundamental para combatir esa tendencia así como asegurar las demandas futuras de conocimiento de alto nivel en PR es el establecimiento de una infraestructura sostenible en formación y entrenamiento en PR. Este es uno de los propósitos primordiales del proyecto ENETRAP II (marzo 2009-febrero 2011), Acción Coordinada del 7º Programa Marco (PM). El objetivo de esta comunicación es presentar los resultados principales alcanzados hasta la fecha.

### Resultados y discusión

El objetivo principal del proyecto ENETRAP II es el desarrollo de “estándares de referencia” europeos de alta calidad y buenas prácticas en formación y entrenamiento en PR, en concreto para el experto y el oficial en PR (RPE y RPO). Este proyecto nace para continuar con la labor iniciada por el proyecto ENETRAP, perteneciente al 6º PM.

Para abarcar los objetivos concretos del proyecto, las 12 instituciones europeas participantes están organizadas en 10 grupos de trabajo. La participación española interviene en siete de estos grupos de trabajo, liderando el encargado del desarrollo de la base de datos europea de eventos formativos y proveedores de formación en PR.

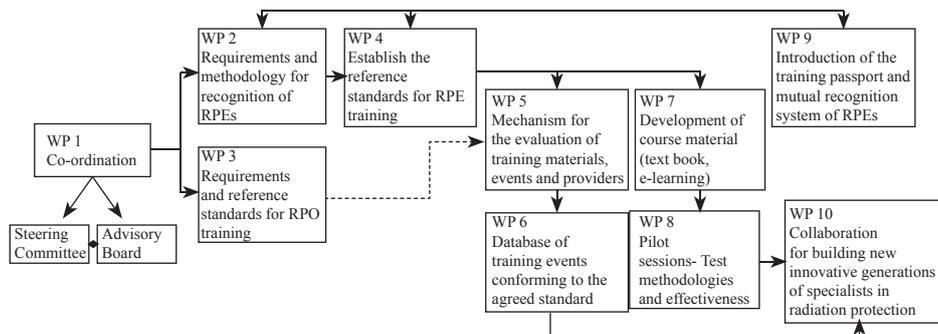
Las tareas concretas que el proyecto está desarrollando son las siguientes:

- Definición de los requisitos y metodología para el mutuo reconocimiento de los RPEs
- Establecer un estándar de referencia para la formación de los RPEs.
- Definir los requisitos para las competencias del RPO y establecer guías para su correcto entrenamiento.
- Desarrollo y aplicación de mecanismos para la evaluación de materiales, eventos y proveedores de formación.
- Creación de una base de datos de eventos de formación, así como de proveedores y su posibilidad de formación en el puesto de trabajo, que servirá de mecanismo para la comparación con los estándares acordados por el resto de WPs.
- Elaboración de un texto adaptado a las necesidades del esquema europeo de formación en protección radiológica (ERPTS) desarrollado en ENETRAP (6º PM), así como material electrónico complementario.
- Puesta en marcha una sesión piloto para monitorizar la efectividad del esquema de formación ERPTS.
- Creación de un pasaporte de formación en PR que facilite el reconocimiento de los expertos en PR.
- Por último, recoger y analizar las diferentes iniciativas nacionales con el objetivo de incentivar a los jóvenes para que se sientan atraídos por las carreras y estudios relacionados con las RI y la PR y mantener así en un futuro la cultura europea de seguridad.

### Conclusiones

Después del primer año y medio de trabajo se tienen algunos de los resultados esperados.

En el trabajo se expondrán las iniciativas europeas seleccionadas para incentivar a los jóvenes hacia el estudio de carreras científico-técnicas. Se presentarán la estructura de la base de datos de eventos formativos y proveedores de formación en protección radiológica. También se mostrarán las tablas de referencia desarrolladas para la comparación de materiales de formación como parte de los mecanismos de evaluación que se están desarrollando.



## Portal educativo de formación y entrenamiento para el personal de licencia y acreditaciones en PR

---

LLORENTE HERRANZ, C.<sup>1\*</sup>, MARCO ARBOLÍ, M.<sup>1</sup>, VILLARROEL GONZÁLEZ-ELIPE, R.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> CIEMAT, Madrid, España

<sup>2</sup> CSN, Madrid, España

\* Correspondencia – C-e: cristina.llorente@ciemat.es

**Palabras clave:** dirigir/operar instalaciones de radiodiagnóstico.

### Introducción

La adecuada formación en protección radiológica (PR) está reconocida y recomendada en todos los programas de seguridad de las organizaciones nacionales e internacionales, siendo una de las herramientas básicas para el desempeño de un trabajo seguro, de calidad y eficaz.

Un punto clave para el adecuado entrenamiento de los trabajadores es la armonización de los programas de formación. Por este motivo, el CSN y el CIEMAT comenzaron en 2003 un proyecto para desarrollar el material docente necesario para la impartición de cursos de obtención de licencias y acreditaciones para la operación en instalaciones radiactivas y de radiodiagnóstico así como otros recursos de ayuda al profesorado.

Este material se desarrolló en el marco de un acuerdo de colaboración en castellano y se puso a disposición de forma gratuita para todas las entidades que organizan estos cursos, así como para todo aquel que pueda estar interesado, a través de Internet en el Portal educativo de formación en PR, desarrollado para tal efecto.

Después de varios años de uso, y como consecuencia de las reformas legislativas y los avances en la tecnología se vio la necesidad de actualizar los programas formativos así como los contenidos por lo que ambas instituciones abordan dicha mejora mediante un nuevo acuerdo cuyos resultados se muestran en este trabajo.

Otro de los aspectos más relevantes tratado en profundidad es la actualización y mejora del portal en los aspectos relativos tanto en la accesibilidad del material como la gestión del portal y nuevas utilidades, haciendo uso de las TICs (Tecnologías de la Información y Comunicación).

El objetivo final del proyecto es proporcionar los mecanismos necesarios para la estandarización de la formación en PR en todo el ámbito nacional y su posible difusión a Latino América utilizando las TICs. Para ello es necesario contar por un lado con material actualizado de alta calidad y por otro lado con las herramientas para facilitar su utilización.

### Material y métodos

El proyecto ha contado con un grupo de trabajo formado por miembros de ambas instituciones, y con cerca de una centena de expertos en las materias de cada sector, entre autores y revisores.

Como punto de partida, se ha utilizado el material didáctico desarrollado en la primera fase (programa, objetivos, textos y material complementario: presentaciones, preguntas y bibliografía) y el feedback resultante de su uso por parte de todos los usuarios. El material constituye 16 cursos basados en la normativa española. Se han organizado en forma modular y abarca los diferentes grados de responsabilidad en distintas aplicaciones médicas e industriales.

### Resultados y discusión

Las acciones concretas que se han desarrollado en este proyecto han sido las siguientes:

- Se analizó todo el material existente y se establecieron las prioridades de actualización así como de elaboración de material nuevo, con lo que se confeccionó el calendario de trabajo.
- Se definieron los grupos de revisión.
- Se diseñó y elaboró un nuevo portal web, mucho más dinámico, intuitivo y accesible para dar soporte al material didáctico. Asimismo, se ha desarrollado un portal web paralelo de mantenimiento, accesible mediante diferentes roles y cuentas de usuario, para poder cargar todo el material, modificar los contenidos o crear contenidos nuevos sin necesidad de alterar la programación del portal público. Con este portal se permite la total independencia de la parte informática y la de gestión de contenidos, consiguiendo agilidad y rapidez.
- Se implementó una cuenta de correo electrónico para dudas y sugerencias.
- Se ha desarrollado un sistema de autoevaluaciones, para ayudar a las personas que se preparan para la obtención de una licencia/acreditación a comprobar sus progresos.
- Se ha elaborado un protocolo de mantenimiento donde se establecen todas las acciones que hay que realizar para el correcto funcionamiento de sistemas informáticos y la actualización y mantenimiento de todo el material contenido en el Portal Educativo de PR.

### Conclusiones

Como conclusión puede decirse que la formación es la herramienta principal para realizar un trabajo seguro en cualquier ámbito y en concreto en la PR. Para que la formación sea eficaz se debe contar con materiales de calidad, que sean lo más homogéneo posible y que estén actualizados. Se ha realizado un gran esfuerzo para que el material sea accesible y adaptable a las necesidades particulares.

Con este proyecto se ha pretendido, utilizando las nuevas tecnologías, acercar gratuitamente a todos los miembros implicados en la formación en PR recursos didácticos en castellano de alta calidad, actualizados y validados por los expertos nacionales de cada ámbito, aprovechando para ello la experiencia de una organización que lleva más de medio siglo impartiendo formación en PR.

## Formación semipresencial de especialistas en protección radiológica

MAYO, P.\* , CAMPAYO, J.M., VERDÚ, G.

Titania Servicios Tecnológicos, SL, Valencia.

\* Correspondencia – C-e: p.mayo@titaniast.com

**Palabras clave:** formación online, protección radiológica, plataforma tecnológica.

### Introducción

En este trabajo, se presenta una formación semipresencial de Técnico en Protección Radiológica a través de un título aprobado en la Universidad Politécnica de Valencia, que abarca los conocimientos y habilidades de funciones relativas a operadores y supervisores en diversos ámbitos y los de trabajadores especializados que vayan a desempeñar sus labores en Unidades Técnicas de Protección Radiológica o Servicios de Protección Radiológica.

Los beneficios derivados de este trabajo son los referidos a conseguir una formación de calidad flexible y adaptada para que el seguimiento lo vaya marcando la persona que realiza el curso, adaptado a la formación interna y externa de las empresas solicitantes.

### Material y métodos

El curso de Especialista en Protección Radiológica en Instalaciones Radiactivas y Nucleares (24 ECTS) tiene dos campos específicos de aplicación: Instalaciones Radiactivas (Industriales, Médicas y de Investigación) e Instalaciones Nucleares.

La impartición del curso cuenta con una parte online mediante la plataforma tecnológica Poliformat de la Universidad Politécnica de Valencia, a través de lecciones guiadas locutadas, ejercicios prácticos, autoevaluaciones de chequeo y tutorías online para facilitar el aprendizaje por parte del alumno. La duración del curso del título completo es de septiembre a junio durante un año, siendo su estructura modular formada por: Módulo General Módulo de Instalaciones Radiactivas y Módulo de Instalaciones Nucleares.

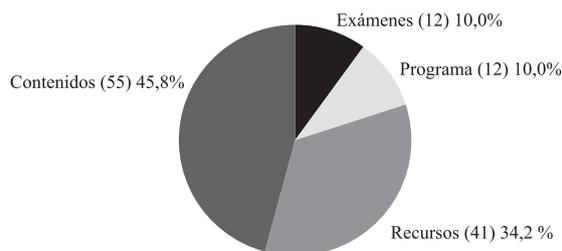
El curso se complementa con una parte presencial que consiste en varias prácticas en instalaciones industriales, nucleares, sanitarias, etc. seminario y examen presencial, para evaluar los conocimientos adquiridos. De este modo el curso incorpora herramientas de última tecnología, que permiten adaptar una formación demandada en la actualidad junto con la experiencia que aportan profesionales del sector y realizar un seguimiento del curso de manera eficiente en tiempo real.

### Resultados y discusión

A continuación se muestran algunas pantallas de seguimiento del curso de forma semipresencial. Se ha adaptado la plataforma mediante desarrollo para que el manejo para el usuario sea sencillo.



Pantalla inicial del curso.



Estadísticas de acceso a los contenidos.

### Conclusiones

El diseño y la impartición de formación online en protección radiológica y seguridad nuclear es interesante pues permite una formación flexible y adaptada. El desarrollo y diseño de esta formación se ha realizado mediante una plataforma online robusta que permite el seguimiento y control del curso de manera efectiva. Por ello esta formación puede plantearse por sus características tanto a nivel nacional como de profesionales y entidades del extranjero, las cuales desde hace tiempo demandan este tipo de formación.

## Cursos de segundo nivel de formación en protección radiológica

RIBAS, M.<sup>1,\*</sup>, VAÑO, E.<sup>1</sup>, ALONSO, M.<sup>1</sup>, ARRANZ, L.<sup>1</sup>, CÓRDOBA, D.<sup>1</sup>, FERRER, N.<sup>1</sup>, GÓMEZ, A.<sup>1</sup>, HERNÁNDEZ ARMAS, P.<sup>1</sup>, PALLARÉS, L.<sup>2</sup>, POMBAR, M.A.<sup>1</sup>, RUBIO, A.<sup>1</sup>, TÉLLEZ DE CEPEDA, M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Comisión Nacional Especialidad Radiofísica Hospitalaria.

<sup>2</sup> Ministerio Sanidad, Política Social e Igualdad.

\* Correspondencia – C-e: [mribas@santpau.cat](mailto:mribas@santpau.cat)

**Palabras clave:** cursos formación, protección radiológica, radiología intervencionista.

### Introducción

La Orden SCO/3276/2007, de 23 de octubre del Ministerio de Sanidad y Consumo, publica el Acuerdo de la Comisión de Recursos Humanos del Sistema Nacional de Salud, mediante el que se articula el segundo nivel de formación en protección radiológica de los profesionales que llevan a cabo procedimientos de radiología intervencionista en instituciones sanitarias del ámbito público o privado.

El objetivo de este trabajo es dar a conocer como se está llevando a cabo la aplicación de esta norma en España, mediante la realización de cursos específicos, siguiendo la Guía de Protección Radiológica 116 de la Comisión Europea, así como el grado de aceptación de los mismos entre los médicos especialistas que lo realizan.

### Material y métodos

Le corresponde a la Comisión Nacional de Radiofísica Hospitalaria (CNRFH) verificar, emitiendo informe previo, si dichos cursos se adecúan a las recomendaciones previstas en la Guía Europea 116 antes citada y otros requisitos de calidad sugeridos por la CNRFH. Con dicho informe, la Dirección General de Ordenación Profesional, Cohesión del Sistema Nacional de Salud y Alta Inspección del Ministerio de Sanidad, Política Social e Igualdad (MSPSI) procede a la emisión de la acreditación de los cursos de segundo nivel, mediante resolución expresa.

Las entidades que desean organizar los cursos de segundo nivel de formación en protección radiológica, con carácter previo a su impartición, deben dirigir la solicitud normalizada a la Subdirección General de Ordenación Profesional. Para ello el MSPSI indica en su web la información detallada necesaria así como los requisitos técnicos recomendados por la CNRFH. <http://www.msps.es/profesionales/formacion/formacionContinuada/home.htm>

Para garantizar el cumplimiento y nivel de estos cursos, la CNRFH revisa la documentación remitida por la entidad solicitante, previa y posterior a la realización del curso.

### Resultados y discusión

La realización de los primeros cursos se inició en el segundo trimestre del 2008. El número de cursos solicitados para su acreditación y la valoración de los mismos, hasta diciembre de 2010, se detallan a continuación:

Nº de cursos solicitados	47
Nº de Comunidades Autónomas que han solicitado cursos para su acreditación	11
Nº de cursos con Resolución acreditativa de la Dirección General, previo informe positivo de la Comisión Nacional de Radiofísica Hospitalaria.	47
Nº de cursos con informe final adecuado a las recomendaciones de la Comisión Nacional de Radiofísica Hospitalaria	44
Nº de cursos pendientes de respuesta a los requisitos de la Comisión Nacional de Radiofísica Hospitalaria	3
Nº de participantes que han finalizado hasta diciembre 2010 el curso, con calificación de “aptos”.	874

A estos cursos han asistido, en muchos casos, alumnos procedentes de otras Comunidades Autónomas.

En general, las instituciones solicitantes para la realización de los cursos han proporcionado la información necesaria acreditando el cumplimiento de los requisitos exigidos por la normativa. Cuando la CNRF ha observado alguna deficiencia, la solicitud para su corrección se ha llevado a cabo de forma que, sólo en muy contadas ocasiones fue necesario un segundo requerimiento.

Esta formación ha sido muy bien aceptada por la mayoría de los médicos, de acuerdo con sus opiniones recogidas post-curso, manifestando el acierto del programa, tanto teórico como práctico, dando una puntuación media en su conjunto de notable alto.

### Conclusiones

La publicación de la Orden SCO/3276/2007 del Ministerio de Sanidad y Consumo ha obligado a poner en marcha en la mayoría de Comunidades Autónomas la realización de cursos de segundo nivel de formación en protección radiológica. Hasta el momento, un elevado número de profesionales que llevan a cabo procedimientos de radiología intervencionista han alcanzado la cualificación exigida por la Orden Ministerial gracias a la realización de estos cursos que, conforme al análisis de las encuestas de valoración de los mismos, han sido calificados por los profesionales médicos con una nota comprendida entre Notable y Sobresaliente.



## La Física Médica en los nuevos planes de estudio de grado de las facultades de medicina españolas

GUIBELALDE, E.\* , CALZADO, A., CHEVALIER, M.

Dept. Radiología. Fac. Medicina. Univ. Complutense de Madrid.

\* Correspondencia – C-e: egc@med.ucm.es

**Palabras clave:** docencia, física médica, grado, medicina.

### Introducción

El desarrollo de los estudios del Grado en Medicina según el Espacio de Educación Europeo se ha articulado siguiendo las Directrices de la Orden Ministerial ECI/332/2008, (BOE 15 de Febrero de 2008), por la que se establecen los requisitos para la verificación de los títulos universitarios oficiales que habiliten para el ejercicio de la profesión de Médico. En dicha Orden Ministerial se enumeran los módulos y competencias que deben incluirse como mínimo para completar las enseñanzas universitarias oficiales del Grado en Medicina. El propósito del presente trabajo es presentar una revisión sistemática de los contenidos de Física Médica en los *currícula* de los nuevos planes de estudio de Grado en las Facultades de Medicina Españolas tras la entrada en vigor de la citada normativa.

### Material y métodos

Se ha llevado a cabo un estudio cualitativo centrado en los contenidos de Física Médica que aparecen en las diferentes asignaturas de los planes de estudio de Medicina de las 36 Facultades de Medicina, tanto públicas como privadas, que ofrecen en España el Título oficial de Médico. Inicialmente se ha realizado el estudio consultando las páginas web oficiales de las distintas Universidades. Los datos se han obtenido, según casos, a partir de los planes de estudio publicados, de los fichas docentes de las distintas asignaturas y de las memorias del programa VERIFICA presentadas ante la Agencia Nacional de Evaluación de la Calidad y Acreditación (ANECA). Además, se ha completado la información y se han recibido aclaraciones suplementarias mediante correspondencia o con conversaciones directas con los encargados de las asignaturas.

### Resultados y discusión

Los resultados muestran la gran variedad y disparidad de criterios seguidos por las distintas universidades a la hora de incluir los contenidos que podrían entrar exclusiva o parcialmente dentro de la denominación de Física Médica.

Los resultados pueden agruparse en tres bloques. Por una parte, hay 11 Facultades de Medicina que incluyen asignaturas semestrales independientes, de al menos 6 ECTS, en las que pueden identificarse claramente los objetivos y contenidos de la Física Médica con diversas denominaciones: “Física Médica”, “Biofísica”, “Física Médica y Protección Radiológica”, “Física y Tecnologías Médicas”, “Biofísica y Física Médica”, etc. Estas materias se articulan en sus respectivos planes docentes como asignaturas de *Fundamentos Básicos* o como *Obligatorias* del módulo I: “*Morfología, Estructura y Función del Cuerpo Humano*” (módulo descrito en la Orden Ministerial ECI/332/2008). Esas asignaturas semestrales suelen incluir también los fundamentos de la interacción de la radiación con el organismo, las bases de la protección radiológica y los fundamentos físicos del radiodiagnóstico, radioterapia y medicina nuclear, recogidos en el módulo IV de la citada Orden Ministerial: “*Procedimientos Diagnósticos y Terapéuticos*”.

En otras 17 facultades se incluyen al menos parcialmente contenidos de física de la visión y audición, de los sistemas circulatorio y respiratorio y de la elasticidad, como parte de asignaturas obligatorias del módulo I, mientras que los fundamentos físicos de la radiología y la protección radiológica aparecen como parte de asignaturas obligatorias del módulo IV. Por último, en otras 8 facultades no es posible identificar ninguna asignatura del periodo preclínico con algún contenido de Física, ni siquiera los recogidos en la Orden Ministerial como mínimos para completar las enseñanzas universitarias oficiales del Grado en Medicina: “Conocer los fundamentos de la interacción de las radiaciones con el organismo humano. Imagen radiológica. Conocer otras técnicas de obtención de imagen diagnóstica. Valorar las indicaciones y contraindicaciones de los estudios radiológicos. Tener la capacidad de aplicar los criterios de protección radiológica en los procedimientos diagnósticos y terapéuticos con radiaciones ionizantes”.

### Conclusiones

El hecho de que la Orden Ministerial que desarrolla los estudios de Grado en Medicina no incluyera textualmente el término Física, Física Médica o Biofísica, ha llevado a una situación dispar en relación con la presencia de la Física Médica en los Grados de Medicina. Se sugiere una puesta en común entre los profesionales implicados para redefinir los objetivos docentes de Física Médica en las Facultades de Medicina Españolas.



# Área 11

## Protección ocupacional del público y del medio ambiente en instalaciones reglamentadas. Funcionamiento normal e incidencias

Vigilancia de la radiación y de la contaminación:  
dosimetría ambiental y de área

Dosimetría personal y vigilancia médica

Adquisición y transporte interno de material radiactivo

Gestión interna de residuos y efluentes radiactivos

Medidas de protección al público y al medio ambiente  
en funcionamiento normal e incidentes

Procedimientos de protección operacional

Formación, información, adiestramiento

Impacto de las instalaciones en funcionamiento normal

Prevención y tratamiento de las incidencias

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





Evaluación de la efectividad de los medios de radioprotección en hospital central “LNS” de la policía nacional del Perú . . . . .	471
Yovera Alvarez, J., Basilio Chiappe, M.	
Dosimetría ocupacional en la puesta en funcionamiento de un PET-TC: curva de aprendizaje y participación del personal . . . . .	473
Sierra Díaz, F., Hurtado Sánchez, A., Gómez Cores, M.S., González Ruiz, C., Gago Gómez, P., Ruiz Galán, G., López Bote, M.A.	
Losetas de materiales con base de hormigón como blindajes sustitutos del plomo en instalaciones de rayos X de diagnóstico . . . . .	474
Pombar Cameán, M., H. Pasín, J., Fuentes-Vázquez, V., Alonso, E., Pereira, B.	
Dosimetría personal y plataformas de información . . . . .	475
Sánchez Hidalgo, M., Galán Montenegro, P., Bodineau Gil, C., Hernández Rodríguez, R., Jiménez Martín, A., Cano Sánchez, J.J.	
Estudio del Tc en los vertidos de los hospitales públicos de Granada . . . . .	476
Piñero García, F., Krawczyk, E., Ferro García, M.A.	
Dosis evitada a familiares y público durante el ingreso hospitalario de pacientes metabólicos de cdt tratados con I-131 . . . . .	477
Barquero, R., Viloría, A., Sierra, F., Bravo, A.	
Comparación de dos metodologías de alta de pacientes sometidos a terapia metabólica . . . . .	478
Hernández Rodríguez, J., Montes Fuentes, C., Verde Velasco, J.M., Ramos Pacho, J.A., García Repiso, S., Martín Rincón, C., Gómez Llorente, P.L., De Sena Espinel, E., Fernández Bordes, M.	
Dosimetría de área en arcos quirúrgicos . . . . .	479
Ramos Pacho, J.A., Verde Velasco, J.M., Fernández Bordes, M., Hernández Rodríguez, J., Gómez Llorente, P.L., Martín Rincón, C., Montes Fuentes, C., García Repiso, S., De Sena Espinel, E., Martín Núñez, J.	
Estudio de seguridad de una instalación radiactiva con dosimetría TLD . . . . .	480
Diez Villafañez, M., Benavente Ruiz, M.A., Ruiz Peñalba, F.J., Enriquez Payán, F., Sotelo García, O., Rey Martínez, M., Pardos Ibañez, R.	
Equivalente de dosis ambiental y personal debida a fotoneutrones en puntos externos a una instalación que alberga un acelerador lineal varian de 18 MV . . . . .	481
Martínez, S.A., Barquero, R., Gómez-Ros, J.M., Lallena, A.M., Panizo, P.E.	
Verificación final de estado de las áreas exteriores de la central nuclear de ASCÓ . . . . .	482
García-Bermejo Fernández, R., Anaya Lázaro, M., Aresti Allende, L., Lizondo Blesa, M., Casanova Castelló, J., Baiges Gavalda, J.	
Establecimiento de un programa especial de vigilancia radiológica en el almacenamiento de residuos radiactivos de El Cabril . . . . .	483
Fuentes Fuentes, L., Pinilla Matos, J.L., Ortiz Ramis, M.T.	
Evaluación por el CSN de los programas especiales de vigilancia radiológica en los emplazamientos de las instalaciones nucleares . . . . .	484
Lareynie, O., Marugán Tovar, I., Martínez Moreno, M., Sanz Alduán, M.T.	
Coefficientes de conversión actividad en paciente a tasa externa Hp(10) en el entorno del paciente en terapia metabólica con I-131 . . . . .	485
Barquero Sanz, R., Chambung, K., Jaeseong Lee, Del Castillo Belmonte, A., Alonso Hernández, D., Andrés Rodríguez, C., Tortosa Oliver, R., Marí Palacios, A.	

Clasificación de puestos de trabajo con riesgo de exposición y protección del embarazo y la lactancia . . . . .	486
Jiménez Domínguez, M., Perucha Ortega, M., Sánchez Carmona, G., Haro Madero, G., Herrador Córdoba, M.	
Estudio de la carga de trabajo a aplicar en el cálculo de blindajes en instalaciones de braquiterapia HDR con Ir-192 . . . . .	487
Pujades-Claumarchirant, M.C., Perez-Calatayud, J., Ballester, F., Gimeno, J., Granero, D., Camacho, C., Carmona, V., Lliso, F., Vijande, J.	
Propuesta de metodología para estimar la dosis absorbida en la entrada del laberinto en instalaciones de braquiterapia HDR con Ir-192 . . . . .	488
Pujades-Claumarchirant, M.C., Perez-Calatayud, J., Ballester, F., Gimeno, J., Granero, D., Camacho, C., Lliso, F., Carmona, V., Vijande, J.	
Exposición de las extremidades durante prácticas de medicina nuclear de diagnóstico y terapia. Resultados del proyecto oramed . . . . .	489
Carnicer, A., Ginjaume, M., Ortega, X., Baechler, S., Barth, I., Donadille, L., Ferrari, P., Fulop, M., Gualdrini, G., Krim, S., Mariotti, F., Rimpler, A., Ruiz, N., Sans Merce, M., Vanhavere, F.	
Dosimetría ocupacional en cardiología intervencionista. . . . .	490
Chiriotti, S., Ginjaume, M., Vañó, E., Sánchez, R., Fernández, J.M., Duch, M.A., Sempau, J.	
Estimación de la dosis ocupacional en el cristalino en procedimientos intervencionistas . . . . .	491
Portas Ferradás, B.C., Chapel Gómez, M.L., Jiménez Alarcón, J.I.	
Vigilancia radiológica en instalaciones de PET-TC con dosimetría de termoluminiscencia . . . . .	492
De la Casa de Julián, M.A., Gilarranz Moreno, R., Martínez Gómez, L.C., Clemente Gutiérrez, F., Manzanas Artigas, M.J.	
Medida experimental de la fracción de dispersión TC en cráneo y cuerpo para equipos de tomografía computarizada de 64 cortes . . . . .	493
Sánchez, G., Haro, G., Herrador, M.	
Optimización de blindajes. ¿Criterio ALARA? . . . . .	494
Corredoira, E., Serrada, A., Huerga, C., Huertas, C., Sende, J.A., Luquero, N., Ordóñez, J., Plaza, R.	
Medidas de fluencia de neutrones térmicos en el búnker de un ciclotrón de producción de isótopos para PET . . . . .	495
Méndez Villafañe, R., Sansaloni Florit, F., Lagares González, J.I., Llop Roig, J., Guerrero Araque, J.E., Muñiz Gutiérrez, J.L., Pérez Morales, J.M.	
Análisis de la incidencia de la asignación de dosis administrativas en los casos de pérdida de información dosimétrica en dosimetría personal, durante el quinquenio 2006-2010. . . . .	496
Casal Zamorano, E., Picazo Córdoba, T., Martínez Masmano, J.M., Palma Copete, J.D.	
Evaluación de la exposición a radiación dispersa en procedimientos intervencionistas usando protectores especiales de bismuto . . . . .	497
Soto Búa, M., Medina Jiménez, E., Vázquez Vázquez, R., Santamarina Vázquez, F., Otero Martínez, C., Lobato Busto, R., Luna Vega, V., Mosquera Sueiro, J., Sánchez García, M., Pombar Cameán, M.	
Información dosimétrica ofertada a través de la página Web del Centro Nacional de Dosimetría (www.cnd.es). . . . .	498
Martínez Masmano, J.M., Escutia Piñana, C., Casal Ruiz, J., Picazo Córdoba, T., Casal Zamorano, E.	
Validación y cálculo de incertidumbres del método de determinación de creatinina en orina en dosimetría interna . . . . .	499
Sierra Bercedo, I., Hernández González, C., Benito Alonso, P., López Zarza, C.	
Estimación de carga de trabajo radiológica en quirófanos. . . . .	500
Rosales Espizua, F.J., Mañeru Cámara, F., Iriondo Igerabide, U., Forner Forner, A.	

Análisis de la evolución de la dosis colectiva en las centrales nucleares de España . . . . .	501
Ponjuan Reyes, G., de la Rubia Rodiz, M.A., Rosales Calvo, M., Labarta Mancho, T., Calavia Giménez, I.	
Análisis de las características operativas de un procedimiento de radioembolización hepática con microesferas de Y-90 desde el punto de vista de la protección radiológica . . . . .	502
Clemente Gutiérrez, F., Gilarranz Moreno, R., Tabuena Mateo, M.J., Delgado Rodríguez, J.M., Martínez Gómez, L.C., de la Casa de Julián, M.A., Adaimi Hernández, P., Estenez Alfaro, J., Gómez Embuena, A., López López, A., Cotrina Monroy, P., Álvarez, J.	
Estudio de las condiciones de seguridad radiológica en diferentes hospitales de Nepal . . . . .	503
Kanchan, P. A., Jha, L.N. , Galan Montenegro, P., Hernández Rodríguez, R., Moreno Sáiz, C., Casado Villalón, F.J.	
Protección ofrecida por máscaras plomadas en técnicas intervencionistas. . . . .	504
Pera Cegarra, O., Alejo Luque, L., Pifarré Martínez, J.	
Diseño y puesta en marcha de la Unidad de Imagen Molecular para animales grandes del Centro Nacional de Investigaciones Cardiovasculares . . . . .	505
López, G.	
Revisión estadística de las dosis superficiales, en el periodo 1995 - 2010, medidas mediante distintos tipos de dosímetros TLD. . . . .	506
Pastor Antolín, S., Muñoz Blasco, J., Llansana Arnalot, J., Gultresa Colomer, J.	
Base de datos para gestionar la dosimetría personal del Hospital Universitario de La Ribera. . . . .	507
Melchor, M., Martínez, D., Asensio, M., Candela, F., Cámara, A.	
Análisis mediante el método de Monte Carlo de las dosis alrededor de la piscina de almacenamiento de las barras de control irradiadas en un reactor BWR. . . . .	508
Ródenas, J., Gallardo, S.	
Dependencia espacial y origen de la dosis ambiental debida a procesos de activación neutrónica en aceleradores lineales . . . . .	509
Ruíz Egea, E., Sánchez Carrascal, M., Torres Pozas, S., de la Monja Rey, P., Pérez Molina, J.L., Madan Rodríguez, C., Luque Japón, L., Morera Molina, A., Hernández Pérez, A., Barquero Bravo, Y., Marengo Pedagna, I., Oliva Gordillo, M <sup>a</sup> .C., Martín Oliva, R.	
Evolución temporal de la Dosis ambiental remanente en un búnker de irradiación clínica tras el cese de la irradiación . . . . .	510
Ruíz Egea, E., Sánchez Carrascal, M., Torres Pozas, S., de la Monja Rey, P., Pérez Molina, J.L., Madan Rodríguez, C., Luque Japón, L., Morera Molina, A., Hernández Pérez, A., Barquero Bravo, Y., Marengo Pedagna, I., Oliva Gordillo, M <sup>a</sup> .C., Martín Oliva, R.	
Intercomparaciones EURADOS para dosímetros personales (2008-2010): resultados y conclusiones . . . . .	511
Romero, A.M., Grimbergen, T., Figel, M., Stadtmann, H., Mc Whan, A., Fantuzzi, E.	
Recomendaciones para la mejora de la protección radiológica del personal sanitario derivadas del proyecto europeo ORAMED . . . . .	512
Ginjaume, M., Ortega, X., Carnicer, A., Duch, M.A. Carinou, E., Gualdrini, G., Clairand, I., Sans Merce, M., Vanhavere, F.	
Participación del servicio de dosimetría del CIEMAT en las intercomparaciones EURADOS 2008-2010 para dosímetros personales . . . . .	513
Rodríguez Jimenez, R., Romero Gutierrez, A.M <sup>a</sup> , López Moyano, J.L.	
Medida de tasa de dosis debido a la activación del cabezal de un acelerador lineal utilizado en radioterapia. . . . .	514
García Ruiz-Zorrilla, J., Miñambres Moro, A., Fernández Letón, P., Martínez Gómez, L.C., Gilarranz Moreno, R., Castro Novais, J., Zucca Aparicio, D., Pérez Moreno, J.M. <sup>1</sup>	





## Evaluación de la efectividad de los medios de radioprotección en hospital central “LNS” de la policía nacional del Perú

YOVERA ALVAREZ, J.\* , BASILIO CHIAPPE, M.

Dirección de Salud de la Policía Nacional del Perú. Hospital Central “Luis N. Sáenz” de la Policía Nacional del Perú, Lima, Perú.

\* Correspondencia – C-e: [juan\\_yovera@hotmail.com](mailto:juan_yovera@hotmail.com)

**Palabras clave:** evaluación, efectividad, radioprotección, hospital, Peru.

### Introducción

La Dirección de Salud de la PNP, es un órgano de apoyo de la Policía Nacional del Perú y depende orgánicamente de la Dirección General de la PNP. El Hospital Central de la PNP órgano de línea está encargada de los servicios de salud policial es una institución competitiva y reconocida en la atención integral de salud, basada en una gestión eficiente, efectiva y participativa; fomentando los deberes y respetando los derechos de la Familia Policial se encarga de promover, conservar y recuperar la salud del personal policial y familiares (aprox. 700 mil personas).

En este contexto la utilización creciente de las radiaciones ionizantes en el Servicio de Imagenología y radiodiagnóstico acrecenta un riesgo adicional para la ocurrencia de sobreexposición en el personal expuesto a radiaciones ionizantes del este servicio. Por otro lado, si la respuesta a esos sucesos no es adecuada (prevención secundaria), las consecuencias médicas, humanas, sociales, y económicas pueden ser aún más acentuadas.

En el Servicio de Radiología se observó reacciones dermatológicas en personal expuesto. Por este motivo este estudio efectuó la evaluación de la efectividad de los medios de radioprotección en el personal expuesto a radiaciones ionizantes del Servicio de Imagenología del Hospital Central “Luis N. Sáenz” de la PNP. Para este fin se implementó un programa de vigilancia de exposición a las radiaciones ionizantes (RI), en el ambiente de trabajo involucrando la vigilancia de las dosimetrías personales de los trabajadores expuestos, su valoración comparativa con los valores de referencia vigentes a nivel nacional (Autoridad Reguladora Nuclear en Radio protección) e internacional [Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA)] y las recomendaciones de acciones preventivas y de control médico que correspondan.

Los objetivos buscaron determinar los niveles de Radiación y Evaluar la relación exposición/protección para prevenir la aparición de efectos nocivos sobre la salud de los trabajadores expuestos a radiaciones ionizantes mediante la implementación de un sistema de vigilancia epidemiológica dosimétrica. Para este fin se busco identificar las áreas y las características generales del personal expuesto a RI en el Departamento de Imagenología del Hospital Nacional de la Policía, evaluar la dosimetría obtenida periódicamente en las personas ocupacionalmente expuestas y las diferencias de radiación registrada de acuerdo al cargo que ocupan, determinar el uso adecuado de Radioprotectores, establecer medidas de prevención y control en la persona y en el ambiente. generar cultura del auto cuidado frente al factor de riesgo. Definir niveles de responsabilidad en el sistema de vigilancia, Las RI técnicamente utilizadas, suministran grandes beneficios a la humanidad. Sin embargo, el uso inapropiado de las mismas puede acarrear un riesgo de exposición elevada, con la consecuente probabilidad de producir enfermedad aguda o crónica y aún la muerte. La experiencia lograda durante muchos años por científicos de todo el mundo ha demostrado que en cualquier institución donde se utilizan fuentes de RI, se pueden mantener niveles de exposición considerablemente más bajos que los denominados “Límites Primarios de Dosis”.

De las observaciones de los daños producidos por las radiaciones, surge la necesidad de protección y aparecen las primeras recomendaciones internacionales en 1931. Con base en estos conocimientos tanto de los posibles daños como de las medidas de protección ya probadas, es conveniente que las instituciones que usan radiaciones ionizantes, establezcan el sistema de vigilancia epidemiológica para el control de este factor de riesgo.

### Material y métodos

Se realizó un tipo de estudio prospectivo, transversal. La población fue el Personal del servicio de Imagenología del Hospital Nacional de Policía. La muestra conveniente la conforman 40 personas, sujetos elegibles que trabajan en el departamento de Imagenología que cumplan los criterios de inclusión y de exclusión.

Los Criterios de Inclusión fueron: a) Trabajar en el departamento de Imagenología (técnicos, tecnólogos, médicos), b) Personal que cuente con dosímetros y lecturas periódicas, c) Consentimiento para participar en el estudio. Los criterios de exclusión : a) Personal que no cuenten con dosímetros, b) Personal que no haya querido participar en el estudio, c) Tener solo dos lecturas dosimétricas. Los Criterios de eliminación fueron el Personal que dañó o perdió el dosímetro o al cual no se realizó su lectura de acuerdo a metodología establecida.

### Método

Al personal se le dotaron de dosímetros, y realizaron lecturas mensuales, para determinar los niveles de radiación de las personas ocupacionalmente expuestas del departamento. Las lecturas se realizaron por medio del dispositivo Alnor TLD System, le cual mide las dosis registradas de radiación ionizante absorbida por el dosímetro marca Alnor TLD System.

## Resultados y discusión

En el estudio el intervalo de incertidumbre de las dosis medidas por el servicio de dosimetría fue de 60% sabiendo que el  $H_p(0,07)$  y  $H_p(10)$ , no deberían diferir más de -33% a +50%, a un nivel de confianza de 95%, cuando las dosis se encuentren en el orden de los límites anuales reglamentarios. La incertidumbre aceptable para las dosis que estén en el orden del nivel de registro,  $H0$ , es  $\pm 100\%$ . El nivel de registro de 0,1 mSv para la magnitud de  $H_p(10)$  y de 4,2 mSv para la magnitud de  $H_p(0,07)$ . Las dosis inferiores al nivel de registro se registraron como cero en el cómputo anual de dosis. Los dosímetros Alnor TLD System que se utilizaron para el estudio en el servicio cumplieron con las características aplicables de las normas CEI, ISO, con certificación mediante documento emitido por el fabricante. Los dosímetros tenían una marca identificable que relacione únicamente al individuo a quien le es suministrado así como al período de evaluación, y disponer del código de identificación para su lectura automática. Los porta dosímetros poseían estanqueidad, tenían sistemas de cierre y sellado para evitar manipulación por personal no autorizado y disponer de medios de identificación para su asignación correcta.

El servicio de dosimetría del hospital debería de contar, como mínimo, con ambientes para el almacenamiento y preparación de los dosímetros, lectura de los dosímetros y archivo de las dosis, los cuales deben tener dimensiones concordantes con el tipo de dosimetría que se provea y con la cantidad de usuarios del servicio.

Para tener un control de calidad permanente de los dosímetros y que nos permita detectar errores evaluar las dosis, el registro y reporte, debiendo asegurar su disposición permanente para cumplir con los requerimientos establecidos.

## Conclusiones

Para el servicio de radiología es importante contar con un servicio de dosimetría para el control de dosímetros que debe contar, como mínimo, con un profesional con calificación para el tipo de dosimetría a desarrollar y con experiencia no menor a un año en dosimetría, el cual será el responsable técnico del servicio y un personal técnico capacitado en dosimetría personal y entrenada, como mínimo, seis meses, en el tipo de dosimetría a autorizarse. La cantidad de personal del servicio deberá ser consistente con la cantidad de usuarios del servicio. La calificación en dosimetría personal debe ser adquirida mediante asistencia a cursos específicos desarrollados por entidades nacionales o internacionales reconocidas, o por servicios autorizados o acreditados de dosimetría personal. La experiencia en dosimetría personal será la adquirida en un laboratorio de dosimetría acreditado o autorizado, nacional o extranjero, en el tipo de dosimetría personal a autorizarse. El personal del servicio de dosimetría debe mantenerse capacitado en dosimetría, en consonancia con las funciones asignadas, mediante re-entrenamiento o asistencia a cursos de actualización desarrollados, como mínimo cada dos años. de este modo tendremos una excelente vigilancia en radioproteccion.

## Dosimetría ocupacional en la puesta en funcionamiento de un PET-TC: curva de aprendizaje y participación del personal

SIERRA DÍAZ, F.\* , HURTADO SÁNCHEZ, A., GÓMEZ CORES, M.S., GONZÁLEZ RUIZ, C., GAGO GÓMEZ, P., RUIZ GALÁN, G., LÓPEZ BOTE, M.A.

Servicio de Dosimetría y Radioprotección. Hospital General Universitario Gregorio Marañón, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: fsierra.hgugm@salud.madrid.org

**Palabras clave:** PET-TC, dosis colectiva, curva de aprendizaje, anillos.

### Introducción

El Servicio de Medicina Nuclear del Hospital General Universitario Gregorio Marañón ha puesto en uso clínico un equipo PET-TC a finales del año 2009.

El Servicio de Dosimetría y Radioprotección viene efectuando en dicha instalación la vigilancia dosimétrica ambiental e individual.

Siguiendo las obligaciones contenidas en las especificaciones de funcionamiento de la autorización otorgada por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), durante el primer año de funcionamiento del PET-TC se ha hecho un seguimiento de la dosimetría personal de los profesionales implicados. Como novedad, se hubo de adoptar la dosimetría de anillo para el control de la dosis equivalente en manos en lugar de la habitual de muñeca.

### Material y métodos

Dosímetros de termoluminiscencia para la determinación de dosis efectiva y dosis equivalente en manos, de muñeca y anillo, y sus lecturas proporcionadas por dos centros distintos autorizados por el CSN para la dosimetría personal.

Datos sobre el consumo del material radiactivo en el Servicio de Medicina Nuclear.

Se han contabilizado lecturas de dosímetros de solapa y anillo correspondientes a 11 profesionales involucrados en la actividad del PET-TC: 7 técnicos, 3 enfermeras y 1 Radioquímica. Se han sumado para obtener dosis colectivas mensuales por grupos de profesionales.

En primer lugar se analiza el impacto de la introducción del PET-TC en términos del aumento de las dosis colectivas, tanto efectiva como equivalente en manos.

Después se estudia la evolución temporal de esta dosis colectiva. Para observar el efecto de la lógica curva de aprendizaje, se debe tener en cuenta el progresivo aumento del número de pacientes y por tanto de la actividad manipulada; para ello se normaliza, calculando los resultados en términos de dosis colectiva recibida por unidad de actividad manipulada.

### Resultados y discusión

La introducción del PET-TC en el Servicio de Medicina Nuclear del HGUGM, comparando con valores recientes previos a ella, ha supuesto que la dosis efectiva colectiva (estudiando promedios de seis meses) se multiplique por un factor 1,5, mientras que la dosis equivalente en manos colectiva se multiplica por un factor 3,9 (si bien ahora es controlada mediante dosímetros de anillo y antes lo era mediante dosímetros de muñeca).

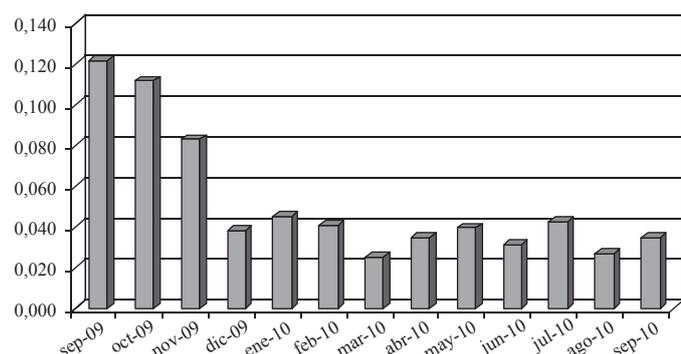
En cuanto a la evolución temporal de las dosis recibidas por el personal, una vez iniciada la actividad clínica del PET-TC, se alcanza una estabilización en la actividad de Fluor-18 manipulada hacia el sexto mes de implantación. En términos de dosis efectiva colectiva por unidad de actividad manipulada, se observa una estabilización a partir del cuarto mes, mientras que la dosis equivalente en manos colectiva, por unidad de actividad manipulada, alcanza un valor estable hacia el séptimo.

### Conclusiones

El análisis de los datos de la dosimetría personal, más allá del simple registro y comunicación individual de los mismos, puede ofrecer información acerca de la destreza y efectividad que los profesionales implicados en la técnica van adquiriendo a lo largo del tiempo, de especial importancia si se producen frecuentes rotaciones o nuevas incorporaciones de personal.

Expresado en términos de dosis recibida por unidad de actividad administrada, puede servir como valor comparativo entre distintas instalaciones.

Dosis efectiva colectiva por unidad de actividad de F-18 manipulada (mSv-persona / GBq)



## Losetas de materiales con base de hormigón como blindajes sustitutos del plomo en instalaciones de rayos X de diagnóstico

POMBAR CAMEÁN, M.\*, H. PASÍN, J., FUENTES-VÁZQUEZ, V., ALONSO, E., PEREIRA, B.

Complejo Hospitalario Universitario de Santiago, Santiago de Compostela.

\* Correspondencia – C-e: Miguel.Pombar.Camean@sergas.es

**Palabras clave:** blindaje, hormigón, coeficiente de atenuación.

### Introducción

El plomo es uno de los cuatro metales que tienen un mayor efecto dañino sobre la salud humana. Su incorporación en el cuerpo humano se produce a través de la comida (en mayor proporción), del agua y del aire, pudiendo producir efectos no deseados tales como daños en los riñones, cerebro, sistema nervioso, etc.

En las instalaciones de radiodiagnóstico de uso médico es habitual utilizar como blindaje planchas de plomo con espesores comprendidos entre 1 y 3 mm que debido a su peso y características mecánicas es preciso sujetar (fijar), tanto en techos como en paredes verticales.

En este trabajo se estudian las características de atenuación, en el rango energético de los rayos X de diagnóstico médico del producto de nombre registrado X-Rad® fabricado por la empresa Construcciones Técnicas de Radioterapia (CT-RAD®) consistente en losetas de diversa composición con base de hormigón, para su caracterización como material de blindaje sustitutivo del plomo.

### Material y métodos

Se ha utilizado un equipo de rayos X de diagnóstico médico marca Philips modelo Bucky Diagnost.

El detector utilizado ha sido un contador proporcional marca Berthold modelo LB123 con sonda LB1236.

La distancia foco-detector utilizada ha sido de 50 cm. Entre el foco de rayos X y el detector se situaron interpuestas las muestras del material cuya atenuación se ha medido.

Características de las losetas:

- “Manuales”: tamaño 30 x 30 cm<sup>2</sup> con espesores entre 1 y 3 cm.
- “Bloquera”: tamaño 20 x 20 cm<sup>2</sup> con espesores entre 1 y 3 cm.

Las densidades de las losetas variaron entre 3.2 y 3.3 g/cm<sup>3</sup> y grosores comprendidos entre 1.93 y 2.32 cm.

### Resultados y discusión

Se midió el rendimiento del equipo de rayos X durante las pruebas de control de calidad de acuerdo al protocolo español, obteniéndose un valor de  $R_{102\text{ kV},1\text{ m}} = 92 \mu\text{Gy/mAs}$  con una capa hemirreductora de 3.05 mm de Al.

Para cada loseta se midió su coeficiente de atenuación como cociente entre los equivalentes de dosis ambiental con y sin blindaje.

**Tabla 1.** Coeficientes de atenuación

B.1	B.2	B.3	B.3(junta)	B.3**	B.3***
9,58e+4	4,18e+4	3,54e+4	6,39e+4	5,11e+4	7,19e+4

A partir de los coeficientes de atenuación medidos, se obtuvieron los espesores equivalentes de plomo tomados de la norma DIN 6812.

**Tabla 2.** Espesores equivalentes de Pb (mm)

B.1	B.2	B.3	B.3(junta)	B.3**	B.3***
3.1 - 3.2	2.8	2.8	3.0	2.9	3.1

De los valores obtenidos se concluye que las losetas de 2.3 cm y de 1.9 cm de grosor poseen un espesor equivalente en plomo de 3.2 mm y de 2.8 mm respectivamente, para un espectro correspondiente a 100 kV y una CHR de 3.02 mm de Al.

### Conclusiones

Las losetas X-Rad® con base de hormigón realizadas mediante técnicas mecanizadas “bloquera” de 2 cm de espesor (grosor) presentan un espesor equivalente a 3 mm de plomo para el espectro de 100 kV, por lo que reúnen los requisitos necesarios como material de blindaje en las instalaciones de rayos X de diagnóstico.

Sus características mecánicas, facilidad de colocación y posibilidades de realización de solapamiento de juntas hacen que las losetas de este material sean una alternativa real a los blindajes de plomo.



## Dosimetría personal y plataformas de información

SÁNCHEZ HIDALGO, M.<sup>1</sup>, GALÁN MONTENEGRO, P.<sup>1\*</sup>, BODINEAU GIL, C.<sup>1</sup>, HERNÁNDEZ RODRÍGUEZ, R.<sup>1</sup>, JIMÉNEZ MARTÍN, A.<sup>2</sup>, CANO SÁNCHEZ, J J.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Málaga.

<sup>2</sup> Subdirección de Tecnologías y Sistemas de Información. Hospital Regional Universitario Carlos Haya. Málaga.

\* Correspondencia – C-e: [pedro.galan.sspa@juntadeandalucia.es](mailto:pedro.galan.sspa@juntadeandalucia.es)

**Palabras clave:** dosimetría personal, trabajador expuesto, sms, información, comunicación.

### Introducción

Una de las cuestiones habitualmente planteadas en la dosimetría personal hospitalaria es la alta incidencia en el no recambio mensual de dosímetros, lo que supone en la actualidad un alto número de asignaciones de dosis administrativas. El alto número de trabajadores con dosimetría personal y en muchos casos, la dispersión de centros de trabajo hace imposible una gestión personalizada. En este caso, el centro cuenta con 16 unidades bajo control dosimétrico distribuidas en cuatro centros distanciados entre sí, y un total aproximado de 350 trabajadores expuestos con control dosimétrico personal.

Para realizar una gestión más directa y personal, y transmitir una información rápida y con garantía de recepción, se ha desarrollado y puesto en marcha un sistema de información dosimétrica personalizada a través de mensajería por Servicio de Mensajes Cortos (SMS) y acceso al historial dosimétrico y gestión dosimétrica a través del espacio *web* del Servicio de Radiofísica Hospitalaria.

### Material y métodos

Para la realización de este proyecto, se ha contado con la plataforma de comunicación mediante mensajería SMS del centro y los servidores informáticos del mismo, donde se ha desarrollado una base de datos electrónica de todos los trabajadores expuestos.

La puesta en funcionamiento de este proyecto de innovación ha sido posible gracias a la colaboración de los profesionales de la dirección de Sistemas de Información y Nuevas Tecnologías del centro.

### Resultados y discusión

A partir de los datos remitidos por el Centro Nacional de Dosimetría, se desarrolla mensualmente una base de datos electrónica de todos los trabajadores expuestos. Desde esta base de datos se genera la información y los mensajes específicos para cada trabajador, que son transferidos a la plataforma de mensajería por SMS.

Desde esta plataforma, mensualmente de forma sistemática, o ante cualquier incidencia, se envía a cada trabajador expuesto la información sobre su historial dosimétrico personal mediante un mensaje SMS personalizado a su teléfono móvil. Los mensajes generados contienen la información sobre lectura anormal de dosimetría, el momento de cambio de dosímetro, pérdidas y baja de dosímetros, así como de cualquier otra incidencia que afecte a cada trabajador individualmente.

Al mismo tiempo, esta actividad se complementa con una base de datos electrónica del historial dosimétrico que está disponible para cada trabajador, con código de acceso, a través del espacio *web* del Servicio de Radiofísica Hospitalaria del centro, en el apartado de Protección Radiológica, subapartado de Dosimetría Personal; donde cada trabajador puede conocer todos sus datos de forma personalizada y realizar todas las gestiones necesarias y de comunicación.

### Conclusiones

A mediados de 2009 se puso en marcha este servicio. En este tiempo y de forma constante, se ha ido incrementando el número de consultas y se ha realizado una atención más cercana y personal a los trabajadores expuestos.

Uno de los indicadores utilizado para medir la gestión dosimétrica, y uno de los objetivos por los que se pone en marcha este proyecto, es la tasa de no recambio de dosímetros personales. Desde la puesta en marcha de este sistema, se ha pasado de una tasa global de no recambio de dosímetros del 35% durante el año 2008 a una tasa del 15% en Octubre de 2010, y particularizando estos datos para una de las unidades con mayor tasa de no recambios, se ha pasado del 55% en 2008 al 24% en Octubre de 2010. Se espera que este descenso pueda ser progresivo como viene siendo desde la implantación de este sistema.

## Estudio del $^{99m}\text{Tc}$ en los vertidos de los hospitales públicos de Granada

PIÑERO GARCÍA, F.<sup>1</sup>, KRAWCZYK, E.<sup>2</sup>, FERRO GARCÍA, M.A.<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Química Inorgánica. F. de Ciencias. Universidad de Granada.

<sup>2</sup> Estudiante Erasmus (Polonia).

\* Correspondencia – C-e: ferro@ugr.es

**Palabras clave:** radiofármacos,  $^{99m}\text{Tc}$ , efluentes, hospitales y control.

### Introducción

En los últimos años existe una creciente preocupación por los efectos que los radiofármacos utilizados en los hospitales, con fines de diagnóstico o terapéutico, puedan producir en el medio ambiente. El motivo es la constatación de la presencia de trazas de radionucleidos procedentes de estos vertidos en aguas superficiales y sobre todo en las aguas residuales. Los efluentes generados en las instalaciones radiactivas en medicina nuclear son bastantes relevantes desde el punto de vista radiológico, ya que, en ellas se generan residuos de media y baja actividad de forma continuada y con una composición constante. La descarga de sus vertidos al medio ambiente puede constituir una fuente directa de exposición externa e indirecta de contaminación, a través de la cadena trófica, para los trabajadores y el público. Los vertidos de los hospitales con servicio de medicina nuclear deben cumplir el reglamento de protección sanitaria contra las radiaciones ionizantes (R.D. 783/2001).

El objetivo principal del trabajo es determinar los niveles de actividad de  $^{99m}\text{Tc}$  en los vertidos de dos hospitales públicos de Granada, con Servicio de Medicina Nuclear, en el punto de control de los mismos.

Las razones de este estudio se deben a que pueden administrarse dosis altas, hasta de 10 ó 20 mCi, para obtener imágenes de mejor definición, debido a la relativa inocuidad de este radionucleido. Lo cual se verá reflejado posteriormente en los mayores valores de actividad encontrados de este isótopo de tecnecio en dichos efluentes.

### Material y métodos

Se han tomado muestras puntuales directamente de la red de alcantarillado a la salida de los hospitales durante un periodo de varios meses, estudiando un total de 30 muestras.

El seguimiento del  $^{99m}\text{Tc}$  en los vertidos de los hospitales, se ha llevado a cabo por espectrometría gamma ( $E_{\gamma}=0,140$  MeV), utilizando un detector de Germanio intrínseco, coaxial, tipo reverse, en configuración vertical (Canberra Industries Inc., USA, modelo GR-2020 7500SL). El análisis se ha realizado en geometría Marinelli, inmediatamente después de la toma de muestra, lo que permite la detección de los radionucleidos de vida muy corta, como es el caso del  $^{99m}\text{Tc}$  ( $t_{1/2}=6$  h).

### Resultados y discusión

Los valores de actividad encontrados de  $^{99m}\text{Tc}$  en los vertidos de ambos hospitales son a veces superiores a los valores medidos por otros autores en bibliografía. La causa de estas diferencias puede deberse al punto de muestreo elegido, en nuestro caso, ha sido el punto control de los hospitales, cuando aún estos efluentes no se han mezclado con otros vertidos urbanos.

El  $^{99m}\text{Tc}$  es el radionucleido que con diferencia se encuentra en mayor concentración en las acometidas muestreadas, lo cual coincide, con el hecho de ser el trazador más utilizado en los hospitales debido a su gran versatilidad para diagnosticar enfermedades y a sus propiedades radiológicas.

Para conocer las consecuencias radiológicas de estas descargas, se ha determinado como varía la radiactividad de los vertidos líquidos, a lo largo de un día, para ambos hospitales desde las 8.30 hasta 19.30 h. Se ha encontrado que el  $^{99m}\text{Tc}$  aparecía en todas las horas muestreadas y se ha estudiado la evolución temporal de la actividad de  $^{99m}\text{Tc}$  ( $\text{Bq L}^{-1}$ ) en función de la hora de recogida de las muestras. Las diferencias observadas se deben fundamentalmente a las infraestructuras diferentes que presentan ambos hospitales. Ya que, Ruiz de Alda tiene un tanque de almacenamiento y el Clínico no. Los valores de actividad correspondientes al  $^{99m}\text{Tc}$  representan aproximadamente el 90% de la radiactividad descargada ese día. Las Actividades de  $^{99m}\text{Tc}$  encontradas en el Clínico son superiores a los valores de Ruiz de Alda, aunque posiblemente las cantidades iniciales utilizadas sean mayores en Ruiz de Alda.

Finalmente, se han determinado la dosis equivalente de radiación externa e interna, y en principio no hay ningún riesgo para los trabajadores ni para la población.

### Conclusiones

- Los resultados obtenidos para ambos hospitales ponen de manifiesto la liberación intermitente y a veces aleatoria de este radiotrazador de los centros hospitalarios.
- Es importante destacar la necesidad de tanques de almacenamiento en los centros hospitalarios con servicios de medicina nuclear, ya que su presencia reduce considerablemente la concentración de  $^{99m}\text{Tc}$  en los vertidos a la red de alcantarillado y por lo tanto su impacto ambiental será menor.
- El comportamiento del  $^{99m}\text{Tc}$ , en el punto de control de los hospitales, puede ser indicativo de la forma de funcionamiento de los tanques de almacenamiento de los hospitales con servicio de medicina nuclear.
- Las actividades encontradas de este radiotrazador en el punto de control de los hospitales, pone de manifiesto la necesidad de llevar a cabo un control periódico de estos vertidos hospitalarios.

## Dosis evitada a familiares y público durante el ingreso hospitalario de pacientes metabólicos de cdt tratados con I-131

BARQUERO, R. \*, VILORIA, A., SIERRA, F., BRAVO, A.

Servicio de Radiofísica y PR, Hospital U. Río Hortega, Universidad de Valladolid, Valladolid.

\* Correspondencia – C-e: rbarquerosa@saludcastillayleon.es, barquero.raquel@gmail.com

**Palabras clave:** I-131, tratamientos metabólicos, exposición externa, dosis familia, TLD.

### Introducción

En cada ingreso de paciente CDT tratado con I-131 se coloca un dosímetro TLD en la pared de la habitación para conocer las dosis de radiación emitidas por el paciente. Además se efectúa una vigilancia diaria de los niveles de exposición en contacto y a 1 metro del paciente con una cámara de ionización calibrada en tasa de equivalente de dosis Hp(10). La deconvolución de estas medidas diarias en las componentes tiroidea y corporal permite conocer los parámetros biocinéticos de cada paciente y por ende las dosis generadas en el entorno del mismo. Se investiga si estas dosis calculadas se correlacionan con las lecturas de TLD para confirmar si el modelo biocinético desarrollado es correcto.

### Material y métodos

Se usa el sistema de dosimetría TLD-100 con chips de FLi de 1\*1\*3 mm del Servicio de Radiofísica y PR. La cámara de ionización para las medidas diarias es un equipo ambiental VITOREEN 450 P calibrado en diciembre de 2008. El modelo biocinético basado en medidas de exposición externa en torno al paciente efectuadas durante su estancia y el día del rastreo se desarrolla en el procedimiento del grupo de trabajo de la SEFM. Se estudia la exposición producida por 30 pacientes tratados durante 2010 en el servicio de MN de nuestro hospital con actividades entre 3.7 y 6.6 GBq.

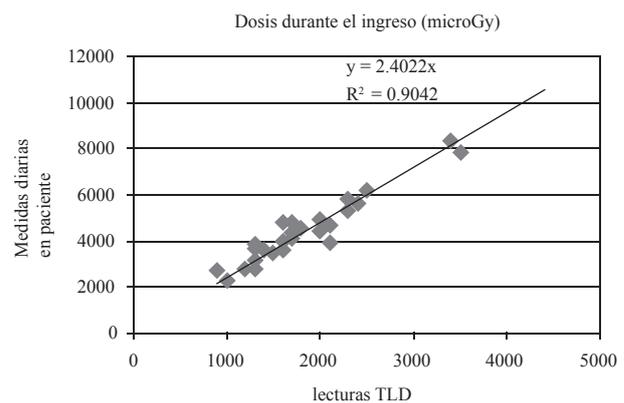
### Resultados y discusión

Las dosis que se evitan a la familia y allegados del paciente, si se opta por su ingreso hospitalario durante 3-4 días, dependen de forma individual de cada tratamiento, con valores en el rango de 2250 a 8300 microSv.

En la figura puede verse el ajuste lineal entre lecturas TLD y dosis calculadas a 1m con el modelo biocinético, obteniéndose una correlación >90% con una pendiente de 2.4. Debe tenerse en cuenta que el paciente se mueve en la habitación en el transcurso del tratamiento por lo que, aunque la habitación es muy pequeña, la distancia paciente-TLD es variable y distinta de un 1m. Sin embargo la excelente correlación indica que puede considerarse una distancia promedio de 1.55 cm (raíz(2.4)=1.55), que además coincide con la distancia centro de la cama-TLD en pared.

### Conclusiones

1. El modelo biocinético basado en las medidas diarias de exposición externa permite estimar las dosis en el entorno del paciente con precisión superior al 90%.
2. El ingreso del paciente permite evitar contribuciones con valores de entre 2 mSv y 8 mSv a la dosis a recibir a 1 metro del paciente por familiares y allegados.
3. Las correspondientes dosis a 1 metro tras el alta del paciente, calculadas con el modelo biocinético, son muy variables con valores en el rango de 46 microSv a 3300 microSv.



## Comparación de dos metodologías de alta de pacientes sometidos a terapia metabólica

HERNÁNDEZ RODRÍGUEZ, J., MONTES FUENTES, C.\*, VERDE VELASCO, J.M., RAMOS PACHO, J.A., GARCÍA REPISO, S., MARTÍN RINCÓN, C., GÓMEZ LLORENTE, P.L., DE SENA ESPINEL, E., FERNÁNDEZ BORDES, M.

Hospital Universitario de Salamanca, Servicio de Radiofísica y PR.

\* Correspondencia – C-e: radioproteccion.husa@saludcastillayleon.es

**Palabras clave:** terapia metabólica, alta personalizada, I-131, tasa de dosis a 1 metro, tiroides.

### Introducción

El alta radiológica de los pacientes de terapia metabólica con I-131 en nuestro centro se aplicaba de acuerdo al valor de la tasa de dosis a un metro en el momento del alta. Desde el año 2006 se emplea un nuevo método de alta personalizada que permite la asignación de unos días de restricción a cada paciente teniendo en cuenta su situación personal.

En este trabajo se comparan ambos métodos y se analiza la aplicación del alta personalizada para una serie de grupos de pacientes con características comunes.

### Material y métodos

Para cada uno de los pacientes a los que se administra el tratamiento se registran una serie de datos personales: edad, actividad de I-131 administrada, fecha de administración y fecha del alta, tasa de dosis en contacto, a 1 metro y a 2 metros (se miden tanto a lo largo del periodo de ingreso del paciente como en el momento del alta).

Además, desde que se aplica la metodología del alta personalizada, se registran también el tipo de patología (por su influencia en la vida media efectiva del radioisótopo), así como datos personales del paciente: si tiene pareja (su edad), convivencia con niños (con sus edades), si convive con mujeres en edad de procrear o si trabaja en un entorno laboral crítico. Se dividen los pacientes de alta personalizada en una serie de grupos para su estudio: pacientes mayores de 60 años con pareja, mayores de 60 años sin pareja, menores de 60 años con pareja y con niños, menores de 60 años sin pareja y con niños, menores de 60 años con pareja y sin niños y menores de 60 años sin pareja y sin niños.

Se analiza para cada metodología y grupo:

- el promedio de días de ingreso.
- valores de tasa de dosis a 1 metro al alta.

Para el alta personalizada se estudia además:

- la relación entre la tasa de dosis al alta y los días de restricción por grupos de edad.
- influencia del tipo de patología (ablación de restos tiroideos o metástasis) en la duración del ingreso y los días de restricción.

### Resultados y discusión

El número medio de días de ingreso para el alta no personalizada es de 3,1 días mientras que para el alta personalizada es de 2,4 días.

El porcentaje de pacientes que reciben el alta en cada intervalo de tasa de dosis se indica en la siguiente tabla:

Rango de tasa de dosis al alta ( $\mu\text{Sv/h}$ )	Alta no personalizada (%)	Alta personalizada (%)
0 - 5	16.4	10.5
5 - 10	66.5	50.9
10 - 15	14.3	27.6
>15	2.9	11.0

El aumento del porcentaje de pacientes que reciben el alta con tasas de dosis más elevadas según el alta personalizada, se explica al igual que el dato anterior, por adaptación de las medidas de protección radiológica a cada caso particular, así como a la generación de unas normas de protección radiológica específicas para cada paciente.

De la separación en grupos de los pacientes de alta personalizada se observa que: el mayor porcentaje de pacientes que recibe el alta con tasas de dosis en los rangos (10-15  $\mu\text{Sv/h}$ ) y (>15  $\mu\text{Sv/h}$ ) se corresponde con los pacientes mayores de 60 años. Para valores de tasa de dosis entre (0-5  $\mu\text{Sv/h}$ ) y (5-10  $\mu\text{Sv/h}$ ) el porcentaje de pacientes menores de 60 años es mayor.

Se obtiene una buena correlación entre el valor de la tasa de dosis al alta y el número de días de restricción relacionados para pacientes del mismo grupo que tiene patologías comunes.

### Conclusiones

El alta personalizada de los pacientes de terapia metabólica de I-131 supone un avance con respecto al alta basada únicamente en el valor de la tasa de dosis a un metro, al permitir la aplicación de unas medidas de protección radiológica específicas para cada caso. Esto se traduce en una reducción del número de días de ingreso, así como en la mejora de la protección radiológica de los familiares y del entorno laboral del paciente.



## Dosimetría de área en arcos quirúrgicos

RAMOS PACHO, J.A., VERDE VELASCO, J.M., FERNÁNDEZ BORDES, M., HERNÁNDEZ RODRÍGUEZ, J., GÓMEZ LLORENTE, P.L.\*, MARTÍN RINCÓN, C., MONTES FUENTES, C., GARCÍA REPISO, S., DE SENA ESPINEL, E., MARTÍN NÚÑEZ, J.

Hospital Universitario de Salamanca. Servicio de Radiofísica y P.R.

\* Correspondencia – C-e: radioproteccion.husa@saludcastillayleon.es

**Palabras clave:** trabajador expuesto, arco quirúrgico, dosimetría de área.

### Introducción

La entrada en vigor del RD 1085/2009, puso de manifiesto la necesidad de clasificar a los trabajadores expuestos en una de las dos categorías, A o B, según el riesgo que tienen de recibir dosis en el desarrollo de su labor. Aunque el Servicio de Protección Radiológica asigna dosimetría personal a todos los trabajadores expuestos (T.E.) y ésta es independiente de la clasificación del T.E., reconoce, así mismo, las dificultades que se tienen en controlar el correcto uso de los dosímetros por parte de multitud de profesionales, y por ello se puso en marcha un programa de control de dosis de área en todos y cada uno de los equipos de rayos X de arco quirúrgico fijos y móviles de todos los centros sanitarios que competen a nuestro Servicio, de los cuales se presentan los resultados tras dos años de experiencia.

### Material y métodos

Dicha evaluación se ha realizado sobre 24 arcos quirúrgicos, 3 de los cuales son fijos y el resto móviles, en los centros sanitarios de Ávila, Salamanca y Zamora, en cada uno de los cuales se ha colocado 1 dosímetro de investigación del Centro Nacional de Dosimetría en el centro del arco (a la altura del isocentro) que une el tubo emisor con el sistema de imagen (generalmente intensificador de imagen). Cada mes, personal de este Servicio realiza el cambio del dosímetro, y por tanto se dispone de las lecturas mes a mes de cada equipo que analizamos con detalle, considerando el tipo de equipo, la actividad asistencial que prestan, y los profesionales a los que afecta su uso.

### Resultados y discusión

De los 3 equipos de arco isocéntrico fijos, dos pertenecen al Servicio de Cardiología Hemodinámica y el otro al de Radiología Vascular, todos ellos en el Hospital Universitario de Salamanca, y resultan ser, con mucha diferencia, en los que más dosis se registra. En la tabla adjunta se presentan los valores de dosis acumulada en los 3 equipos mencionados durante los años 2009 y 2010.

Año	Dosis Acumulada [mSv]		
	Hemodinámica 1	Hemodinámica 2	Vascular
2009	237.2	74.4	237.2
2010	320.0	95.2	227.3

En el mismo centro, en los arcos portátiles utilizados para electrofisiología hemodinámica y para endoscopias, se han registrado durante 2010 dosis considerables (86.4 y 80.2 mSv respectivamente), pero en cualquier caso inferiores a las registradas en los equipos fijos.

En los hospitales de Zamora y Ávila existen equipos portátiles dedicados a radiología vascular y cardiología, si bien las limitaciones tecnológica y asistencial se traduce en que las dosis registradas suponen menos del 10% que en el caso de los equipos fijos.

Por último, en los equipos utilizados en quirófanos se registran valores bajos. Sumando todas las contribuciones en cada uno de los centros durante el año 2010 tenemos: Salamanca: 13.8 mSv, Ávila 4.2 mSv, y Zamora: 7.3 mSv.

### Conclusiones

A la vista de los resultados y considerando el número de profesionales entre los que puede dividirse la contribución de dosis registrada en los equipos de arco isocéntrico, vemos claramente que los cirujanos, traumatólogos, anestesistas y personal de enfermería de quirófanos puede ser clasificado como categoría B.

Los profesionales que trabajan en el Servicio de Endoscopias, en cambio, se ven sometidos a un riesgo importante, y por ello deben ser clasificados como categoría A, al igual que los hemodinamistas y vasculares. Los datos obtenidos en Ávila y en Zamora no son relevantes y hay que acudir a la dosimetría de extremidades para la clasificación de los profesionales.

## Estudio de seguridad de una instalación radiactiva con dosimetría TLD

---

DIEZ VILLAFÁÑEZ, M., BENAVENTE RUIZ, M.A., RUIZ PEÑALBA, F.J., ENRIQUEZ PAYÁN, F., SOTELO GARCÍA, O., REY MARTÍNEZ, M., PARDOS IBÁÑEZ, R.\*

Instituto Tecnológico “La Marañosa”, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: rpariba@oc.mde.es

**Palabras clave:** dosimetría TLD, estudio de seguridad, instalación radiactiva.

### Introducción

El Instituto Tecnológico “La Marañosa” dispone de un laboratorio de calibración de radiómetros (LACAR) de nueva construcción para la calibración de monitores de radiación y contaminación y dosímetros electrónicos personales y ambientales y ensayos no destructivos (END).

El objeto del proyecto es confirmar experimentalmente la seguridad radiológica, mediante la técnica de dosimetría por termoluminiscencia (TLD), utilizando de referencia el estudio teórico efectuado para la sala de irradiación gamma en el Estudio de Seguridad por el que se autorizó la instalación radiactiva.

### Material

- Irradiador NI-643 multifuente trabajando con varias fuentes de Cs-137 de actividad máxima 9,25 TBq (250 Ci).
- Dosímetros TLD Panasonic.
- Lector de dosímetros Panasonic UD-716.
- Monitores de radiación.

### Método de operación

Utilizando el sistema de dosimetría ambiental del Laboratorio de Análisis de Radiactividad Ambientales (LARA), y trabajando con aproximadamente 150 cristales de sulfato de calcio con un coeficiente de variación menor de 5%, se colocan éstos en las zonas más significativas del perímetro interior de la sala de irradiación gamma, como son:

- El haz directo con interposición de blindajes biológicos.
- Otros puntos donde aparece radiación reflejada y dispersa.
- Puntos de salas contiguas.
- Zonas del perímetro exterior de la instalación.

Se procede a la irradiación de dosímetros y monitores de radiación que están siendo calibrados para diversos clientes, en las condiciones de trabajo más desfavorables (mayor dispersión).

El tiempo de exposición de los dosímetros será el suficiente para conseguir que la incertidumbre sea menor del 15%, dando así los valores obtenidos como válidos.

Mediante el tratamiento de los datos obtenidos tras la lectura, se compararan las dosis experimentales con las teóricas.

### Conclusiones

Se confirma la veracidad del Estudio de Seguridad para la autorización de la instalación por los siguientes aspectos:

- Las zonas exteriores a los muros de hormigón sobre los que inciden la radiación directa o/y reflejada resultan zonas de libre acceso durante el desarrollo de esa actividad y no presenta ningún problema de protección radiológica.
- La radiación reflejada no presenta ningún problema de protección radiológica en el laberinto de acceso a la sala de irradiación, pero, aunque los sistemas de seguridad lo evitan e impiden el funcionamiento, no debe permitirse la estancia de personas en la sala del irradiador, durante la operación con fuentes radiactivas de Alta Actividad (FAA).
- Durante las operaciones con FAA, en la sala de irradiación gamma queda prohibido el acceso a toda persona, siendo por tanto una zona controlada.
- No hay inconveniente en que se trabaje ocasionalmente en la sala de irradiación contigua mientras se realizan irradiaciones con FAA.



## Equivalente de dosis ambiental y personal debida a fotoneutrones en puntos externos a una instalación que alberga un acelerador lineal varian de 18 MV

MARTÍNEZ, S.A.<sup>1,\*</sup>, BARQUERO, R.<sup>2</sup>, GÓMEZ-ROS, J.M.<sup>3</sup>, LALLENA, A.M.<sup>4</sup>, PANIZO, P.E.<sup>5</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Física, Univ. Pedagógica y Tecnológica de Colombia, Tunja, Colombia.

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario Río Hortega, C/Dulzaina 2, 47012, Valladolid, España.

<sup>3</sup> CIEMAT, Avda. Complutense, 22, 28040 Madrid, España.

<sup>4</sup> Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear, Univ. Granada, 18071 Granada, España.

<sup>5</sup> Departamento de Física Médica, Instituto de Radioterapia y Radiocirugía estereotáxica del Complejo Hospitalario San Pablo, Perú.

\* Correspondencia – C-e: sfisico@ugr.es, segundo.martinez@uptc.edu.co

**Palabras clave:** LINAC, Fotoneutrones, neutrones térmicos, equivalente de dosis.

### Introducción

El uso de aceleradores lineales (LINACs) con energías superiores a 10 MV en tratamientos de radioterapia RT e IMRT, permite mejorar la distribución de la dosis absorbida en el área tratada, aumentando la eficacia de los tratamientos de radioterapia. Sin embargo y tal como se muestra en la literatura científica, la producción de fotoneutrones para energías mayores de 10 MeV puede contribuir a la exposición tanto del paciente como de los trabajadores profesionalmente expuestos y del público en las inmediaciones de la instalación. Por ello, es necesario determinar el valor de los equivalentes de dosis ambiental y personal tanto dentro como fuera de las instalaciones que albergan estos aceleradores, en especial para energías de 15 y 18 MV.

En este trabajo se han determinado los equivalentes de dosis ambiental,  $H^*(10)$ , y personal,  $H_p(10)$ , en puntos situados fuera de la instalación que alberga un acelerador Varian Clinac 2100C/D en la configuración de 18 MV, situada en el Instituto de Radioterapia de San Pablo, en Lima, Perú. Los resultados obtenidos han permitido también verificar el blindaje de la instalación.

### Material y métodos

Los cálculos se han realizado con el código MCNPX 2.5, simulando en detalle la geometría completa del acelerador, así como la geometría del bunker que lo alberga, de acuerdo con las especificaciones técnicas del fabricante y los materiales correspondientes.

Se han realizado dos simulaciones independientes, una en la orientación antero-posterior (AP) y otra en orientación lateral-derecha (LR), considerando 10 puntos fuera de la instalación, en el laberinto de entrada, junto al bunker y en la sala de control. El paciente se ha simulado como un maniquí de tejido ICRU. A partir del cálculo del espectro de fluencia se han determinado los equivalentes de dosis personal y ambiental en cada uno de los puntos considerados.

### Resultados y discusión

Una vez realizada la sintonización del acelerador comparando los perfiles de dosis en profundidad (PDD) experimental y simulado, se ha calculado el valor máximo de la dosis absorbida debida a fotones en el maniquí del paciente, resultando un valor de  $4.83 \times 10^{-16}$  Gy por electrón primario a 3.2 cm de profundidad en el maniquí. Este valor se ha utilizado como referencia para expresar los valores de  $H_p(10)$  y  $H^*(10)$  debidos a fotoneutrones.

En todos los casos, los espectros encontrados fuera del búnker sólo presentan un pico de contribución térmica, debido a la moderación de los neutrones que atraviesan el blindaje. En particular, el valor de equivalente de dosis ambiental y personal debido a neutrones en la sala de control, suponiendo ocupación continua mientras el acelerador está en operación y una carga de trabajo de 6 horas por semana, ha resultado inferior a  $21 \mu\text{Sv}\cdot\text{año}^{-1}$ .

### Conclusiones

Los espectros de fluencia en los puntos situados fuera del bunker están formados principalmente por neutrones térmicos. Los valores hallados para los equivalentes de dosis ambiental y personal confirman un blindaje adecuado para la instalación, reduciendo sensiblemente la contribución neutrónica de forma que los valores se hallan por debajo de los límites establecidos.

## Verificación final de estado de las áreas exteriores de la central nuclear de ASCÓ

GARCIA-BERMEJO FERNÁNDEZ, R.<sup>1\*</sup>, ANAYA LÁZARO, M.<sup>1</sup>, ARESTI ALLENDE, L.<sup>1</sup>, LIZONDO BLESAS, M.<sup>2</sup>, CASANOVA CASTELLÓ, J.<sup>2</sup>, BAIGES GAVALDA, J.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Área de Gestión de Residuos y Desmantelamiento, Iberdrola Ingeniería y Construcción, Madrid.

<sup>2</sup> Área de Protección Radiológica de la C. N. Ascó, Tarragona.

\* Correspondencia – C-e: rgfe@iberdrola.es

**Palabras clave:** prevención y tratamiento de las incidencias, liberación de estructuras, edificios y terrenos.

### Introducción

Tras la descontaminación y limpieza de las zonas exteriores afectadas radiológicamente por la emisión de partículas ocurrida durante el incidente en la Central Nuclear de Ascó se consideró necesario efectuar una caracterización radiológica completa del emplazamiento.

La Caracterización Radiológica de terrenos y estructuras consistió en la identificación sistemática de los tipos, cantidades, formas y localización de la contaminación presente en ellos.

El proceso de caracterización se realizó en 3 etapas:

- Planificación: Plan de Verificación Final de Estado.
- Ejecución: barrido y toma de muestras estáticas de acuerdo a la metodología MARSSIM.
- Informe final: resultados de la Inspección Final de Estado realizada dentro del emplazamiento.

### Material y métodos

#### Planificación (Oct. 2008 a Sep. 2009)

El Plan para la Verificación Final del Estado (PVFE) desarrolló los temas siguientes:

- Definición / Identificación de los Criterios radiológicos y los Niveles derivados de Normalización a aplicar en este Plan.
- Evaluación de los resultados de la Caracterización de restauración consistentes en las vigilancias radiológicas realizadas específicamente como consecuencia del Incidente, selección y clasificación inicial de las Unidades de Vigilancia (UV) en las que se dividió el emplazamiento para la Caracterización Final.
- Definición de la Inspección Final como la sistemática de nuevas vigilancias radiológicas a realizar en cada UV, equipos a utilizar, método de medida y requisitos de calidad de los datos.

También se elaboraron tres Documentos de soporte uno sobre Técnicas de medida en campo, otro sobre los Objetivos de Calidad de los Datos de la Verificación Final y el tercero sobre Caracterización Inicial.

#### Ejecución (Sep. -2009 a May. 2010):

Las medidas en campo de la Inspección Final de Estado consistieron en medidas de barrido para detectar posibles áreas de actividad elevada (seis meses de duración) y medidas estáticas para estimar la actividad residual en las UV (tres meses de duración).

La superficie a cubrir con el barrido y el número de medidas estacionarias necesarias se determinaron de acuerdo a la metodología MARSSIM en función de la clasificación radiológica asignada a cada zona.

Se emplearon 22 procedimientos operativos de la Central Nuclear de Ascó, tres de Iberdrola Ingeniería y Construcción y 13 del laboratorio exterior.

#### Informe final Ejecución (Nov. 2009 a Jun. 2010):

El objeto del Informe Final fue mostrar el desarrollo y resultados de la Inspección Final de Estado realizada dentro del emplazamiento de la Central Nuclear de Ascó. El análisis de los resultados permitió verificar que, en cada unidad de vigilancia (UV) en las que se dividió el emplazamiento, la actividad residual se hallaba, con una confianza suficiente, por debajo de los Niveles de Normalización.

### Resultados y discusión

Se ha desarrollado un enfoque específico para la evaluación de la actividad residual de las zonas exteriores del emplazamiento de C.N. Ascó tras las actividades de remedio.

La realización de las actividades definidas en tal enfoque ha implicado un esfuerzo considerable pero proporcionado a la magnitud de este objetivo. Las medidas fueron efectuadas en dos etapas:

- Etapa de medidas dinámicas (o de barrido): con 495.327 determinaciones de concentración de actividad beta/gamma sobre una extensión mayor de 179011 m<sup>2</sup> sobre una extensión total controlada de unos 1427000 m<sup>2</sup>. Lo que implica un porcentaje mayor de 12.54%. Esto indica una frecuencia de unas 35 determinaciones por cada 100 m<sup>2</sup>.
- Etapa de medidas estáticas: medidas de espectrometría gamma in situ en cada Unidad de Vigilancia (UV).
- En total se han efectuado 1103 medidas estáticas lo que implica frecuencia de unas 7,33 determinaciones por cada Hectárea (10000 m<sup>2</sup>).

El análisis de los datos de la primera etapa permitió demostrar que las UV's tenían niveles de actividad prácticamente uniformes. Mientras que el análisis de los de la segunda permitió demostrar que tales niveles de actividad eran muy inferiores a los Niveles de Normalización y prácticamente indistinguibles del fondo.

### Conclusiones

Se pudo declarar la totalidad del emplazamiento de C. N. Ascó como Normalizado y considerar la finalización de los controles radiológicos especiales, vigentes tras el incidente, en las áreas exteriores del emplazamiento tras un esfuerzo coordinado de un equipo interdisciplinario.



## Establecimiento de un programa especial de vigilancia radiológica en el almacenamiento de residuos radiactivos de El Cabril

FUENTES FUENTES, L.<sup>1\*</sup>, PINILLA MATOS, J.L.<sup>1</sup>, ORTIZ RAMIS, M.T.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> SPR C.A. Cabril, ENRESA, Córdoba.

<sup>2</sup> UTPR, ENRESA, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: lfuf@enresa.es

**Palabras clave:** medidas radiológicas, metodología MARSSIM, vigilancia radiológica, instrumentación.

### Introducción

En el Centro de Almacenamiento de Residuos Radiactivos de baja y media actividad de El Cabril, se ha desarrollado un Programa Especial de Vigilancia (PEV) radiológica de las áreas exteriores dentro del emplazamiento, con el objetivo de identificar y eliminar posibles zonas con eventual contaminación.

El PEV se ha aplicado a la totalidad del área exterior del C.A. El Cabril incluyendo suelos exteriores, paramentos, cubiertas o terrazas, paredes de edificios, drenajes, canalizaciones, caminos y viales.

El PEV desarrollado por ENRESA en el C.A. El Cabril se ha ajustado a la metodología MARSSIM, incluyendo el análisis histórico de la Instalación y la caracterización radiológica inicial del área protegida.

### Método y equipos

El PEV incluyó las siguientes tareas principales:

- Definición de las Unidades de Vigilancia (UV) de las áreas exteriores del emplazamiento: De acuerdo a la metodología MARSSIM, las áreas exteriores dentro de la Instalación que se clasificaron como Areas Impactadas, se dividieron en UV, que se trata de superficies conocidas de un área específica con una historia similar y una clasificación de potencial contaminación radiactiva semejante. El PEV solo identificó inicialmente áreas impactadas de clase 2 y 3, no detectándose ninguna área impactada de clase 1.
- Evaluación del Fondo radiactivo. Identificación de Areas de Referencia del Fondo (ARF): La evaluación del fondo radiactivo permitió conocer la radiactividad que es asumible encontrar en un área como resultado del fondo y definir las ARFs. Se identificaron 4 Areas de Referencia del Fondo.
- Niveles de referencia: Para determinar si algún punto de la Instalación presentaba un nivel de actividad residual, se establecieron los niveles de referencia siguientes:

Tipo de superficie	Niveles de Acción	
	Co-60	Cs-137
Suelo permeable: tierra, grava, etc.	0,14 Bq/g	0,41 B/g
Suelo poco permeable: hormigón, asfalto.	1,18 Bq/cm <sup>2</sup>	4,67 Bq/cm <sup>2</sup>

Clase Unidad Vigilancia	Nivel investigación barrido	Nivel investigación medida estática
Clase 2	> 10 Nivel de Acción	> Nivel de Acción
Clase 3	< Nivel Acción	> 0,5 Nivel de Acción

- Método de medida: Se realizaron medidas de barrido para detectar posibles áreas de actividad elevada y medidas estáticas para estimar la actividad residual de las Unidades de Vigilancia. En las Unidades de Vigilancia de clase 2 se realizó un barrido sistemático e intencional que cubrió el 50% de la UV. En las Unidades de Vigilancia de clase 3 se cubrió el 10% de la UV. Se realizaron medidas estáticas de radiación gamma total siguiendo el patrón de 5 medidas de los vértices de una W.
- Selección de equipos: Los instrumentos de detección y medida utilizados en la ejecución del PEV fueron los siguientes:
  - BERTHOLD modelo LB124/scint: Detector de centelleo de 345 cm<sup>2</sup> de superficie capaz de detectar contaminación alfa y beta.
  - EXPLORANIUM CR-135: Detector de centelleo de INa(Tl).
  - ISOCS: Equipo de Ge intrínseco colimado.
  - LB-166 (unidad de evaluación UMO LB1230): Detector de contaminación proporcional de flujo de gas para la medida de contaminación superficial alfa y beta.
  - Unidad de campo de medidas radiológicas: Detector de INa de 2”x2” sin blindar a una altura de 25 cm.
- Análisis de resultados: Una vez finalizada la ejecución del Programa, se realizó un análisis final de los resultados obtenidos y se documentó en un Informe Final de Resultados.
  - La metodología utilizada en el PEV ha sido adecuada y permitirá su aplicación en futuros programas.
  - No se ha detectado ninguna área impactada clase 1 ni clase 2.
  - Todas las áreas exteriores, excepto una que ha sido reclasificada como clase 3, han sido clasificadas como no impactadas.
  - Los techados de los edificios fueron reclasificados como clase 3 y podrían ser clasificados como no impactados.
  - Todas las paredes verticales exteriores pueden ser clasificadas como clase 3 o como no impactadas.

## **Evaluación por el CSN de los programas especiales de vigilancia radiológica en los emplazamientos de las instalaciones nucleares**

---

LAREYNE, O., MARUGÁN TOVAR, I., MARTÍNEZ MORENO, M. \*, SANZ ALDUÁN, M.T.

Consejo de Seguridad Nuclear, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: E-mail: mmmm@csn.es

**Palabras clave:** impacto radiológico, estudios radiológicos, instalaciones nucleares, MARSSIM.

### **Introducción**

Durante el año 2008, se produjeron en las centrales nucleares españolas diversos sucesos relacionados con la existencia en los emplazamientos de las instalaciones nucleares españolas de puntos o zonas con contaminación radiactiva en el exterior de los edificios, sucesos que se notificaron al Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) de acuerdo con lo establecido en la reglamentación. Como consecuencia del análisis de aquellos sucesos, el CSN emitió, en julio de 2008, una instrucción técnica complementaria que requería la realización de programas de vigilancia radiológica ambiental en áreas exteriores dentro de los emplazamientos de las instalaciones nucleares. En primer lugar, las instalaciones nucleares remitieron al CSN los programas y metodologías previstos para realizar esa vigilancia, y, a finales de 2009, los informes de resultados de los programas.

### **Material y métodos**

El objetivo de la evaluación llevada a cabo por el CSN fue verificar que los programas de vigilancia se habían llevado a cabo por cada titular de acuerdo con una metodología y unos criterios aceptados, y se habían adoptado las medidas adecuadas para que se cumplieran los objetivos de protección radiológica del público y los trabajadores, incluyendo acciones de limpieza si fueran necesarias.

### **Resultados y discusión**

En esta comunicación se describen los criterios de evaluación utilizados por el CSN desde el punto de vista de la caracterización radiológica de las zonas exteriores del emplazamiento así como las conclusiones generales de la evaluación efectuada.

Cabe destacar que la metodología propuesta por el CSN, basada en la utilización de la metodología MARSSIM desarrollada en EEUU, fue relativamente novedosa, ya que no se había utilizado en España más que en instalaciones en desmantelamiento con el objetivo de liberar los terrenos del emplazamiento.

### **Conclusiones**

Se mencionan las lecciones y conocimientos aprendidas. La realización de estos programas especiales ha permitido avanzar sustancialmente, tanto en el dominio de los aspectos metodológicos, como en el conocimiento del estado radiológico de los emplazamientos.



## Coeficientes de conversión actividad en paciente a tasa externa Hp(10) en el entorno del paciente en terapia metabólica con I-131

BARQUERO SANZ, R.<sup>1\*</sup>, CHAMBUNG, K.<sup>2</sup>, JAESEONG LEE<sup>2</sup>, DEL CASTILLO BELMONTE, A.<sup>3</sup>, ALONSO HERNÁNDEZ, D.<sup>3</sup>, ANDRÉS RODRÍGUEZ, C.<sup>1</sup>, TORTOSA OLIVER, R.<sup>3</sup>, MARÍ PALACIOS, A.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> S. Radiofísica y PR, H. U. Río Hortega, Valladolid, España.

<sup>2</sup> KINS, Daejon, (KOREA DEL SUR).

<sup>3</sup> Unidad de Radiofísica, Hospital Clínico Universitario de Valladolid, España.

\* Correspondencia – C-e: rbarquerosa@saludcastillayleon.es, barquero.raquel@gmail.com

**Palabras clave:** equivalent dose, CDT treatments, I-131, MCNPX, Thyroid.

### Introducción

El factor de conversión de actividad en paciente sometido a tratamiento con I-131 de Cáncer Diferenciado de Tiroides (CDT) a tasa de equivalente de dosis en su entorno,  $h^*(10)$  o  $hp(10)$ , puede encontrarse en diferentes referencias bibliográficas, aunque con valores discrepantes entre sí: Por ejemplo para medidas a un metro se encuentran valores de 50  $\mu\text{Sv/h}$  (HERCA), 53 (HPJ 95(2):227), 59.5 (JNM 43:354), etc.

El origen de estas discrepancias se encuentra en la influencia en la medida de variables como la distribución de actividad en las regiones fuente (corporal y tiroidea), la atenuación de rayos gamma por el tejido interpuesto entre la localización de la actividad y el detector, a la dispersión Compton de rayos gamma emitidos por el paciente en el propio cuerpo del paciente así como en las paredes, suelo y techo de la habitación de tratamiento, etc.

El objeto de este estudio es determinar los factores de conversión ( $h$ ) de actividad de I-131 a H medido en el entorno del paciente, según sea la disposición de actividad en el mismo, corporal o tumoral, y analizar la magnitud de las variables de influencia más significativas en dicha medida de H.

La aplicación de los mismos al procedimiento desarrollado por el grupo de trabajo de la SEFM, basado en medidas de exposición externa en torno al paciente efectuadas durante su estancia hospitalaria, permitirá optimizar dicho procedimiento.

### Material y métodos

Se considera el modelo biocinético de la ICRP-53, con dos compartimentos de actividad en el paciente, uno asociado al tiroides y otro al resto corporal.

Se estudia en primer lugar el valor de  $h$  para una fuente puntual de I-131 de 248 MBq en aire a 1 metro de la misma. Se compara el resultado experimental calculado a partir de medidas con una cámara de ionización ambiental VICTOREEN 450 P calibrada en Hp(10), con el calculado mediante el método de transporte Monte Carlo con el código MCNP. En la comparación se tienen en cuenta la incertidumbre importada por la calibración del instrumento, la corrección por el fondo radiactivo en la habitación de medida, la influencia de la retrodispersión en las paredes de la misma y la influencia de diferencias en la distribución energética de fotones considerados como término fuente.

Se calculan después los factores  $h$  (Hp(10) por unidad de actividad de I-131) mediante simulaciones MCNP a partir de un maniquí antropomórfico de mujer compuesto por tejido ICRU. Se estudia el valor de Hp(10) en tres puntos de medida, en contacto al cuello del paciente, en contacto a la pelvis del mismo y a un metro del mismo a la altura del cuello, situando el maniquí en dos posiciones diferentes, de pie y sentado en el interior de una habitación de ingreso hospitalario. En primer lugar se estudia la fuente corporal, suponiendo que el I-131 se distribuye de forma uniforme en todo el cuerpo del maniquí. Los correspondientes factores  $h$  para fuente tumoral se analizan también mediante simulación MCNP del mismo maniquí, suponiéndolo ahora con una fuente puntual colocada en su cuello a la altura del tiroides.

Los resultados para fuente corporal se comparan con valores experimentales de medidas efectuadas en las primeras dos horas tras la administración terapéutica de I-131 a 59 pacientes koreanos medidos de pie y a 53 pacientes españoles medidos sentados, todos ellos con CDT tratados mediante ablación tiroidea con actividades entre 3.7 y 7.4 GBq.

### Resultados y discusión

El factor de conversión para fuente puntual en aire tiene dos componentes, la componente directa ( $d$ ), y la componente de retrodispersión de las paredes de la habitación ( $s$ ), cuyo valor depende de las dimensiones, siendo máxima para el caso de una habitación muy pequeña. En el caso de fuente corporal uniforme se añade una tercera componente, la de dispersión en el cuerpo del paciente ( $p$ ). Los resultados obtenidos en la habitación de medida se resumen en la tabla.

**Tabla 1.** Resultados obtenidos mediante simulaciones MC. Todos los valores vienen expresados en términos de  $\mu\text{Sv/h/GBq}$

	A un metro				En contacto (cuello)				En contacto (pelvis)			
	d	h	p	Total	d	h	p	Total	d	h	p	Total
Fuente puntual	57	12	0	69	15833	5	0	15838				
Fuente corporal (de pie)	18	12	17	47	247	18	224	489	200	17	217	439
Fuente corporal (sentado)	23	14	23	61	291	26	280	597	465	27	474	966

### Conclusiones

La medida del equivalente de dosis personal o ambiental (H) en el entorno del paciente en tratamientos CDT con I-131 depende fundamentalmente de la geometría y distribución de la fuente de I-131 en el interior del paciente, y de las dimensiones de la sala en donde se efectúa la medida. Se utiliza el método MC para estimar, individualmente, el rango de variación de estas magnitudes de influencia en la medida de H, obteniéndose los factores de conversión de actividad a equivalente de dosis, aplicables en las medidas rutinarias de H, durante el ingreso de pacientes en tratamiento de CDT con I-131.

## Clasificación de puestos de trabajo con riesgo de exposición y protección del embarazo y la lactancia

JIMÉNEZ DOMÍNGUEZ, M. \*, PERUCHA ORTEGA, M., SÁNCHEZ CARMONA, G., HARO MADERO, G., HERRADOR CÓRDOBA, M.

H.U. Virgen del Rocío, Servicio de Radiofísica (Hospital General), Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: mjcinnamon@gmail.com

**Palabras clave:** evaluación del riesgo radiológico.

### Introducción

El R.D. 298/2009 establece que la mujer embarazada no podrá desempeñar puestos de trabajo en los que exista riesgo de exposición a las radiaciones ionizantes, y el Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes responsabiliza al Servicio de Protección Radiológica de la evaluación, respecto de dicho riesgo de los diferentes puestos de trabajo. De ahí que el Organismo Regulador considere a los S.P.R. y U.T.P.R. como “las entidades más adecuadas para llevar a cabo la evaluación de las condiciones de trabajo y proporcionar asesoramiento específico en protección radiológica”. En este trabajo, se describe el método seguido en nuestro hospital para la clasificación de los puestos de trabajo mediante la definición de criterios sencillos y el establecimiento de niveles de riesgo, así como su aplicación, el resultado obtenido y las consecuencias para la aplicación del RD 298/2009.

### Material y métodos

Caracterización de cada puesto de trabajo basada en:

- Las características de las fuentes emisoras o de los equipos productores de radiación
- Las técnicas empleadas, procedimientos seguidos, medios de protección y cargas de trabajo
- Las medidas obtenidas mediante dosimetría de área y ambiental
- Los registros previos de dosis a trabajadores
- Encuestas a los trabajadores y su análisis

Estratificación del riesgo utilizando como referencia los umbrales de dosis definidos en el RPSCRRII, para la exposición externa

Valores probables de dosis respecto de los límites anuales en mSv	efectiva	0 - 1	1 - 6	6 - 20
	equivalente	0 - 1/10	1/10 - 3/10	3/10 - 1
Nivel de riesgo de exposición asignado		<b>0</b>	<b>1</b>	<b>2</b>

y para la contaminación:

Probabilidad de contaminarse	no apreciable	apreciable
Nivel de riesgo por contaminación asignado	<b>0</b>	<b>1</b>

Utilizamos la clasificación de los trabajadores expuestos en categoría A y B, y la de las zonas establecidas en el propio RPSCRRII, quedándonos entonces la tabla global siguiente.

irradiación	nivel	contaminación	nivel	nivel global	profesionales	lugar de trabajo
0-1 / 0-1/10	0	no apreciable	0	0	no expuestos	libre acceso
0-1 / 0-1/10	0	apreciable	1	1	expuestos B (+)	zona vigilada
1-6 / 1/10-3/10	1	no apreciable	0	1	expuestos B	zona vigilada
1-6 / 1/10-3/10	1	apreciable	1	2	expuestos B (+)	controlada
>6 / 3/10-1	2	no apreciable	0	2	expuestos A	controlada
>6 / 3/10-1	2	apreciable	1	3	expuestos A	controlada

(+) Se considerarán A si no se puede vigilar permanentemente la contaminación

### Resultados

Distribución según nivel de los puestos de trabajo con riesgo radiológico potencial en nuestro centro.

nivel	de facultativos	de enfermeros	de técnicos	de auxiliares	de otros	totales
0	33	36	78	3	3	153
1	4	2	6	0	1	13
2	11	20	6	4	1	42
3	0	0	0	0	0	0

### Discusión y conclusiones

- La aplicación de nuestro modelo nos lleva a afirmar que en nuestro centro y en condiciones normales de funcionamiento, el 74% de los trabajadores potencialmente expuestos desarrollan su trabajo en las condiciones de protección al público por lo que carecen de exposición ocupacional.
- Esta circunstancia es tenida en cuenta en el informe individualizado ante embarazo o lactancia, que ha de elaborar el Servicio de Protección Radiológica.
- Los trabajadores expuestos de categoría A no llegan al 21% de los potencialmente expuestos.
- No existen puestos de trabajo con nivel de riesgo 3.



## Estudio de la carga de trabajo a aplicar en el cálculo de blindajes en instalaciones de braquiterapia HDR con Ir-192

PUJADES-CLAUMARCHIRANT, M.C.<sup>1,\*</sup>, PEREZ-CALATAYUD, J.<sup>1,2</sup>, BALLESTER, F.<sup>3</sup>, GIMENO, J.<sup>4</sup>, GRANERO, D.<sup>5</sup>, CAMACHO, C.<sup>1</sup>, CARMONA, V.<sup>1</sup>, LLISO, F.<sup>1</sup>, VIJANDE, J.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Sección de Radiofísica en Radioterapia, Servicio de Radioterapia, Hospital La Fe, Valencia.

<sup>2</sup> Sección de Radiofísica en Radioterapia, Servicio de Radioterapia, Hospital Clínica Benidorm, Benidorm (Alicante).

<sup>3</sup> Departamento de Física Atómica Molecular y Nuclear, Universidad de Valencia, Valencia.

<sup>4</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Fundación Instituto Valenciano de Oncología (FIVO), Valencia.

<sup>5</sup> Servicio de Radiofísica, Hospital General – ERESA, Valencia.

\* Correspondencia – C-e: mpuclau@gmail.com

**Palabras clave:** carga de trabajo, blindajes, braquiterapia, HDR, Ir-192.

### Introducción

El diseño del blindaje en instalaciones de braquiterapia de alta tasa (HDR) requiere de una estimación de la carga de trabajo (W). El objetivo de este trabajo es evaluar la W típica de un servicio de BT con <sup>192</sup>Ir-HDR con un elevado número de aplicaciones y su repercusión en el espesor final del blindaje de la sala. Para ello, de una revisión de los pacientes tratados en nuestro centro mediante HDR se ha evaluado la W y se ha estudiado su impacto en el diseño de los blindajes de la instalación.

### Material y métodos

Se ha realizado un cálculo realista de W a partir del producto de la TKRA por el tiempo en el que está en uso la fuente, tanto para los tratamientos como para los controles de Radiofísica a lo largo de un año. El valor obtenido se ha comparado con valores de otras publicaciones y se ha estudiado su repercusión en el blindaje para una barrera de hormigón para protección de personal profesionalmente expuesto, con la fuente situada a 2 m de distancia, factor de ocupación  $T=1$ , para los objetivos de diseño de 200  $\mu\text{Gy}/\text{semana}$  y 40  $\mu\text{Gy}/\text{semana}$  (factores de reducción de 1/2 y 1/10 frente al objetivo anual).

### Resultados y discusión

El número de aplicaciones realizadas en un año ha sido de 271(983 fracciones). La TKRA de la fuente a lo largo del estudio se ha encontrado entre 44290  $\mu\text{Gy m}^2 \text{h}^{-1}$  (fuente recién cambiada) y 14790  $\mu\text{Gy m}^2 \text{h}^{-1}$ . El tiempo promedio para una fracción de tratamiento ha sido de 6,6 minutos. Incluyendo los procedimientos de control de calidad, el tiempo total de uso de la fuente ha sido de 103 horas/año. El valor estimado resultante de W ha sido 0,07 Gy/semana a 1 m con un máximo de 0,14 Gy/semana. Estos valores están comprendidos entre los propuestos en otras publicaciones (min. 0,02[1] y máx. 0,3 Gy/semana a 1 m[2]). La repercusión del valor seleccionado de W en el espesor de blindaje resultante para el ejemplo estudiado ha resultado en variaciones de hasta 16 cm para el rango de valores de W de 0,02 a 0,3 Gy/semana (el espesor varía de 24 a 40 cm de hormigón para el objetivo 200  $\mu\text{Gy}/\text{semana}$  y de 34 a 50 cm para 40  $\mu\text{Gy}/\text{semana}$ ).

### Conclusiones

En una instalación de <sup>192</sup>Ir-HDR W es del orden de 0,1 Gy/semana a 1 m, pero teniendo en cuenta criterios tanto conservadores como previsores, así como su impacto en el blindaje, se puede considerar adecuado para el diseño de la instalación un valor de  $W=0,3 \text{ Gy/semana}$  a 1 m, el cual además está referenciado en el NCRP-155, lo que justifica su elección.

### Referencias

- [1] Glasgow, G., Rusu, I., Albuquerque, K. (2008). "Workloads for high dose rate brachytherapy facilities". Abstract ID: 9292. 50th AAPM Annual Meeting, Houston, Texas.
- [2] NCRP Report N°155 Management of radionuclide therapy patients. Recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements, 2006.

## Propuesta de metodología para estimar la dosis absorbida en la entrada del laberinto en instalaciones de braquiterapia HDR con Ir-192

PUJADES-CLAUMARCHIRANT, M.C.<sup>1,\*</sup>, PEREZ-CALATAYUD, J.<sup>1,2</sup>, BALLESTER, F.<sup>3</sup>, GIMENO, J.<sup>4</sup>, GRANERO, D.<sup>5</sup>, CAMACHO, C.<sup>1</sup>, LLISO, F.<sup>1</sup>, CARMONA, V.<sup>1</sup>, VIJANDE, J.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Sección de Radiofísica en Radioterapia, Servicio de Radioterapia, Hospital La Fe, Valencia.

<sup>2</sup> Sección de Radiofísica en Radioterapia, Servicio de Radioterapia, Hospital Clínica Benidorm, Benidorm (Alicante).

<sup>3</sup> Departamento de Física Atómica Molecular y Nuclear, Universidad de Valencia, Valencia.

<sup>4</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Fundación Instituto Valenciano de Oncología (FIVO), Valencia.

<sup>5</sup> Servicio de Radiofísica, Hospital General – ERESA, Valencia.

\* Correspondencia – C-e: mpuclau@gmail.com

**Palabras clave:** blindaje, laberinto, puerta, braquiterapia, HDR.

### Introducción

Ante la ausencia de procedimientos de evaluación del diseño de una sala de braquiterapia (BT) con laberinto, habitualmente se adopta el formalismo de radioterapia externa con diversas variaciones. El propósito de este trabajo es adaptar la metodología del NCRP151[1] para la estimación de la dosis absorbida en la entrada de una sala de BT y comparar con los correspondientes datos dosimétricos obtenidos con Monte Carlo (MC) en un trabajo previo.

### Material y métodos

La radiación que alcanza la puerta se divide en: (1) transmitida directamente a través de la pared del laberinto, (2) dispersada por la pared del fondo del laberinto, subtendida o vista desde la puerta, y (3) doblemente dispersada por el resto de dicha pared. La trayectoria media del haz se aproxima según las recomendaciones del NCRP151, pero se consideran diferentes formas de división de la pared de fondo: (a) en dos secciones según NCRP151, (b) en tiras de 30 cm de ancho, (c) en secciones 30×30 cm<sup>2</sup>, y (d) en “abanico” (sectores de 20°). Los coeficientes de dispersión, denominados coeficientes de albedo, se interpolan para la energía media del espectro del Ir-192 (0,38 MeV).

Se compara el resultado de un caso práctico con los correspondientes datos de MC obtenidos por nuestro grupo en un trabajo previo [2].

### Resultados y discusión

En los resultados MC se observa que la dosis absorbida en la superficie de la puerta no es constante. Con la metodología empleada solamente se obtiene el valor en un punto, que es representativo de toda la puerta. Los resultados obtenidos según las diferentes formas de división de la pared de fondo, han resultado dentro del intervalo de los valores obtenidos en la superficie de la puerta mediante MC. En los métodos evaluados se observa que algunos de ellos alcanzan subestimaciones de hasta el 30% respecto a la región representativa de dosis absorbida máxima según MC.

La mayor contribución a la dosis absorbida es debida a la componente de dispersión simple. La radiación doblemente dispersada es aproximadamente la décima parte de la debida a dispersión simple y la contribución de la transmisión directa es despreciable.

### Conclusiones

Para el caso estudiado, la adaptación del NCRP151 a la estimación de la dosis absorbida a la entrada del laberinto en BT resulta adecuada, considerando que, cuando se realice un cálculo de dosis absorbida en la puerta según la metodología propuesta, es posible que haya alguna región en la superficie de la puerta donde la tasa de dosis absorbida calculada sea considerablemente inferior a la real.

### Bibliografía

- [1] NCRP Report N°151. Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities. Recommendations of the National Council on Radiation Protection and Measurements, 2005.
- [2] Perez-Calatayud, J., Granero, D., Ballester, F., Casal, E., Crispin, V., Puchades, V., León, A., Verdú. (2004). “Monte Carlo evaluation of kerma in an HDR brachytherapy bunker”. *Phys Med Biol* 49, 389–396.



## Exposición de las extremidades durante prácticas de medicina nuclear de diagnóstico y terapia. Resultados del proyecto oramed

CARNICER, A.<sup>1,\*</sup>, GINJAUME, M.<sup>1</sup>, ORTEGA, X.<sup>1</sup>, BAECHLER, S.<sup>2</sup>, BARTH, I.<sup>3</sup>, DONADILLE, L.<sup>4</sup>, FERRARI, P.<sup>5</sup>, FULOP, M.<sup>6</sup>, GUALDRINI, G.<sup>5</sup>, KRIM, S.<sup>7</sup>, MARIOTTI, F.<sup>5</sup>, RIMPLER, A.<sup>3</sup>, RUIZ, N.<sup>2</sup>, SANS MERCE, M.<sup>2</sup>, VANHAVERE, F.<sup>7</sup>

<sup>1</sup> Universitat Politècnica de Catalunya (UPC), Barcelona, Spain.

<sup>2</sup> University Hospital Center (CHUV), University of Lausanne, Switzerland.

<sup>3</sup> Bundesamt für Strahlenschutz (BfS), Berlin, Germany.

<sup>4</sup> Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN), Fontenay -aux -Roses, France.

<sup>5</sup> ENEA Radiation Protection Institute, Bologna, Italy.

<sup>6</sup> Slovak Medical University (SMU), Bratislava, Slovakia.

<sup>7</sup> Belgian Nuclear Research Centre (SCK-CEN), Mol, Belgium.

\* Correspondencia –C-e: adela.carnicer@upc.edu

**Palabras clave:** medicina nuclear, extremidades, dosis equivalente en piel, dosímetro de anillo, simulación MC.

### Introducción

En 2008, en el marco del 7º programa marco europeo, se inició el proyecto ORAMED (Optimization of RAdiation Protection of MEDical staff). Uno de los grupos de trabajo (WP4) estaba dedicado al estudio y mejora de las dosis recibidas en las manos durante la realización de los procedimientos operativos en departamentos de medicina nuclear. Los objetivos del grupo de trabajo respondían a la necesidad de ampliar el conocimiento e introducir mejoras en este campo, ya que en anteriores trabajos se habían identificado prácticas con dosis potencialmente altas que podían superar los límites de dosis (Vanhaveere et al. 2008). El estudio, en el que han participado 11 grupos de 7 países europeos, pretende determinar niveles de dosis de referencia para cada tipo de práctica operativa así como la distribución de dosis en las manos, identificar parámetros de influencia y, por último, establecer pautas de trabajo y recomendaciones que aseguren niveles de dosis adecuados y una correcta monitorización de los operadores. Este trabajo expone los principales resultados del proyecto.

### Material y métodos

El proyecto comprende dos líneas de investigación: medidas experimentales en hospitales y simulación Monte Carlo. Se han incluido en el estudio radiofármacos marcados con <sup>18</sup>F y <sup>99m</sup>Tc para los procedimientos de diagnóstico y con <sup>90</sup>Y para las aplicaciones terapéuticas. Las medidas se llevaron a cabo mediante dosímetros termoluminiscentes incorporados en 11 puntos de interés para cada mano. Se realizaron medidas independientes para la preparación y la administración de los radiofármacos. Durante las medidas se recopiló información de interés para relacionar los parámetros de influencia con la dosis recibida (experiencia, mano dominante, actividad manipulada, utensilios usados para la manipulación (blindajes, pinzas...), etc.). Los resultados de las medidas se analizaron estadísticamente para obtener una imagen realista de los rangos de niveles de dosis recibidos y de los parámetros más influyentes en las mismas. La simulación Monte Carlo se utilizó para completar el estudio de parámetros de forma detallada e individual, tales como el blindaje (material y espesor), el volumen de la solución y los cambios de la distribución de dosis en función de la manipulación de las jeringas o viales. Asimismo se efectuaron mapas de dosis que han permitido determinar la posición de la dosis máxima. La geometría de las simulaciones se ha basado en el uso de maniqués de manos escaneados y voxelizados para dar realismo a los escenarios estudiados.

### Resultados y discusión

Los datos recopilados en la campaña de medidas experimentales han puesto de manifiesto rangos muy amplios de dosis, no sólo dentro de un mismo procedimiento operativo, sino para trabajadores del mismo hospital. Los procedimientos terapéuticos comportan generalmente una mayor dosis máxima por unidad de actividad manipulada (alrededor de 10 mSv/GBq en la preparación y de 3 mSv/GBq en la administración), seguido por las prácticas con <sup>18</sup>F (unos 1200 µSv/GBq en la preparación y 930 µSv/GBq en la administración) y <sup>99m</sup>Tc (unos 430 µSv/GBq en la preparación y 230 µSv/GBq en la administración). A partir de las medidas experimentales se comprueba que en algunos casos se puede superar fácilmente 3/10 del límite de dosis, dependiendo de la carga de trabajo. En este sentido, se constata la necesidad de implementar el control dosimétrico de las extremidades en estas prácticas.

Por otra parte, el estudio ha permitido determinar la distribución de dosis en las manos para los distintos procedimientos operativos analizados. En particular se ha comprobado que dicha distribución es muy inhomogénea, siendo habitualmente la mano no dominante la más expuesta durante la administración, y especialmente en la preparación. Las dosis más altas se reciben generalmente en las puntas de los dedos. El cociente promedio entre la dosis máxima y la dosis en la muñeca es del orden de 20, y de alrededor de 6 para la base del dedo índice de la mano no dominante.

### Conclusiones

Los resultados de ORAMED han confirmado la necesidad de regularizar y optimizar los procedimientos de administración y preparación de radiofármacos, especialmente en terapia pero también con <sup>18</sup>F en diagnóstico y en menor medida con <sup>99m</sup>Tc. El blindaje del vial y de las jeringas es esencial para asegurar una buena práctica.

Finalmente el estudio permite concluir que el dosímetro de muñeca subestima considerablemente la dosis máxima en piel en medicina nuclear, por lo que se recomienda como sistema dosimétrico para el control de la dosis de extremidades un dosímetro de anillo situado en la base del dedo índice de la mano no dominante. Esta recomendación, si bien subestima la dosis máxima, resulta adecuada para su implantación práctica.

## Dosimetría ocupacional en cardiología intervencionista

CHIRIOTTI, S.\*, GINJAUME, M., VAÑO, E., SÁNCHEZ, R., FERNÁNDEZ, J.M., DUCH, M.A., SEMPAU, J.

Instituto de Técnicas Energéticas (Universidad Politécnica de Cataluña).

\*Correspondencia –C-e: sabina.chiriotti@upc.edu

**Palabras clave:** dosimetría ocupacional, cardiología intervencionista, dosis en cristalino, dosis en extremidades.

### Introducción

Los procedimientos de cardiología intervencionista pueden, en ocasiones, estar asociados a elevados niveles de exposición del personal sanitario cuando requieren tiempos de fluoroscopia prolongados y la adquisición de un gran número de imágenes o cuando no se utilizan los métodos de protección adecuados. Los campos de radiación en las salas de cateterismo y la exposición de dichos profesionales dependen de muchos factores que comportan una distribución heterogénea de la dosis recibida por el personal. El objetivo del presente estudio consiste en determinar las dosis que recibe el personal sanitario que participa en procedimientos de cardiología intervencionista en órganos de interés.

### Material y métodos

Las medidas se han realizado en el Servicio de Hemodinámica del Hospital Clínico San Carlos (HCSC) de Madrid en un total de 32 procedimientos diagnósticos (coronariografías) y terapéuticos (angioplastias coronarias transluminales percutáneas, ACTPs). Se han evaluado procedimientos en tres salas de cateterismo equipadas con equipos Philips, modelo Allura Xper FD10 con detector de imagen digital de tipo panel plano y con tubos de rayos x Philips MRC-GS. En este tipo de procedimientos intervienen habitualmente un cardiólogo, y dos enfermeras. En el HCSC todo el personal utiliza delantal plomado de 0.25 mm Pb (cruzado en la parte delantera) y protector de tiroides de 0.5 mm Pb y en su mayoría, gafas plomadas de 0.75 mm Pb. El equipo de rayos x dispone de cortinilla plomada debajo de la mesa de (0.5 mm Pb) y una mampara suspendida del techo, en la parte superior de la mesa también equivalente a 0.5 mm Pb. La dosis ocupacional se ha evaluado utilizando dosímetros termoluminiscentes (TLDs) que se han colocado en 10 posiciones del cuerpo del cardiólogo (frente, cristalino, tiroides, hombro izquierdo, a la altura del tórax por encima y debajo del delantal plomado, mano izquierda y derecha, tibia izquierda y derecha). También se han puesto 3 dosímetros en las gafas plomadas de las enfermeras de campo. Los dosímetros termoluminiscentes se han calibrado para la medida de dosis equivalente personal Hp(10) para todas las posiciones excepto para los situados en la frente, las gafas y las manos, para los que se determina Hp(0.07). El material termoluminiscente utilizado ha sido del tipo LiF:Mg, Cu, P, que presenta una alta sensibilidad, para poder disponer de valores de dosis por procedimiento. Para cada serie de medidas, se han registrado los principales parámetros radiológicos: kV, tiempo de fluoroscopia y de exposición, el producto de dosis-área (PDA), el número de imágenes adquiridas y la distancia del foco al detector de imagen para poder estudiar las correlaciones entre éstas y las dosis equivalentes en manos y cristalino.

### Resultados y discusión

En la Tabla 1 se presentan los valores promedios de las dosis equivalentes por procedimiento en los distintos puntos monitorizados.

**Tabla 1.** Valor promedio, mínimo y máximo de la dosis equivalente personal en los distintos puntos monitorizados para cada procedimiento (Hp(10) excepto Hp(0.07) para las extremidades y cristalino).

Hp(d) (μSv)	Cristalino	Cristalino (izq)	Tiroides	Hombro (izq)	Encima delantal	Mano (izq)	Mano (der)	Tibia (izq)	Tibia (der)	Debajo delantal
ACTP	37 (5 - 136)	40 (6 - 136)	19 (2 - 64)	45 (10 - 146)	38 (5 - 219)	52 (7 - 111)	27 (3 - 143)	42 (6 - 356)	57 (6 - 326)	5 (5 - 23)
Coronariografía	30 (10 - 48)	27 (1 - 57)	11 (2 - 23)	29 (3 - 53)	23 (6 - 44)	59 (14 - 164)	19 (5 - 36)	10 (6 - 13)	11 (4 - 20)	7 (7 - 8)
ACTP + coro	41 (27 - 60)	78 (28 - 171)	13 (6 - 24)	50 (21 - 77)	75 (30 - 163)	223 (92 - 456)	43 (30 - 71)	32 (16 - 56)	44 (17 - 96)	7 (2 - 14)
Leak mitral	15 (6 - 25)	28 (9 - 46)	9 (1 - 16)	27 (12 - 42)	10 (10 - 10)	33 (32 - 34)	40 (4 - 76)	144 (28 - 259)	133 (19 - 246)	2 (2 - 2)
Catete-rismo	24 (13 - 36)	27 (13 - 42)	24 (24 - 24)	28 (20 - 36)	28 (20 - 37)	50 (30 - 69)	21 (19 - 22)	21 (15 - 27)	23 (19 - 27)	-

A partir de los datos de la Tabla 1 y considerando la carga de trabajo media de los cardiólogos (230 procedimientos diagnósticos y 160 terapéuticos) que han participado en el estudio, se estima una dosis efectiva anual de 4 mSv (utilizando el algoritmo de Wambersie and Delhove [1]); una dosis equivalente en manos de 30 mSv y una dosis en cristalino de 15 mSv (si no se tiene en cuenta la atenuación que suponen adicionalmente las gafas plomadas).

### Conclusiones

Los valores de dosis obtenidos en el HCSC son inferiores a 3/10 de los límites de dosis ya que se han utilizado adecuadamente los elementos de protección. Los valores medidos indican que la ausencia de dichos sistemas o un mal uso de los mismos, podría implicar que se superaran algunos de los límites anuales de dosis en las salas de cardiología.

[1] Wambersie, A and Delhove, J. *Radiation protection in diagnostic radiology, a debate practice: how to wear the individual dose-meters?* J. Belge Radiol. 76(6), 382-385 (1993).



## **Estimación de la dosis ocupacional en el cristalino en procedimientos intervencionistas**

PORTAS FERRADÁS, B.C.\* , CHAPEL GÓMEZ, M.L., JIMÉNEZ ALARCÓN, J.I.

Hospital Universitario Nuestra Señora de Candelaria (Sº de Radiofísica y P.R.), Santa Cruz de Tenerife.

\* Correspondencia –C-e: breixocarmelo@gmail.com

**Palabras clave:** radiología intervencionista, cardiología intervencionista, dosis ocupacional, dosis en cristalino.

### **Introducción**

Los profesionales sanitarios que realizan procedimientos de radiología intervencionista son en estos momentos los trabajadores sanitarios que están más expuestos a radiación, por ello es importante conocer las dosis a las que están sometidos para evaluar los riesgos. Las dosis recibidas en el cuerpo y en extremidades (manos) se conocen a partir de las lecturas de los dosímetros personales de cada trabajador, sin embargo para estimar las dosis en cristalino se recurre a utilizar dosímetros de solapa fuera del delantal plomado y a partir de ellos estimar la dosis en el cristalino.

En este trabajo se presentan los resultados de las dosis estimadas en los ojos de trabajadores expuestos durante procedimientos de radiología y cardiología intervencionista a partir de las medidas realizadas con dosímetros termoluminiscentes colocados en las proximidades del cristalino.

### **Material y métodos**

El estudio cubre una muestra de varios procedimientos de radiología vascular intervencionista (donde se utilizan dos equipos de Rayos X digitales) y hemodinámica (donde se utiliza un equipo de Rayos X con intensificador de imagen convencional). A cada trabajador se le colocaron dosímetros termoluminiscentes, tipo TLD-100H, en la parte lateral interior y central exterior de las gafas plomadas, en el caso de que se utilizasen estas, y en el gorro del especialista que realizaba las intervenciones. Los TLD se colocaban a primera hora y se retiraban a última hora, una vez finalizados los procedimientos y este proceso se realizó durante un periodo de 3 meses.

Para las medidas de fondo se utilizaban a diario un mínimo de cuatro dosímetros termoluminiscentes, de los que se hallaba el promedio de su lectura y posteriormente se substruía de las medidas de las dosis del dosímetro de cada trabajador.

Una vez leídos los dosímetros con un lector Harshaw TLD 3500, los datos obtenidos con el software WINREMS de Harshaw se han volcado a un software de desarrollo propio para su organización y análisis.

### **Resultados y discusión**

Las lecturas de los dosímetros varían mucho entre profesionales y procedimientos realizados, obteniéndose valores de dosis en los ojos que van desde los  $1.93 \pm 0.06 \mu\text{Gy}$  por procedimiento hasta los  $79.18 \pm 0.15 \mu\text{Gy}$  por procedimiento (se han llegado a registrar valores de  $164.22 \pm 0.15 \mu\text{Gy}$  por procedimiento en el exterior de las protecciones oculares), con una dosis media por procedimiento de  $12 \pm 10 \mu\text{Gy}$ .

Si se tienen en cuenta todos los procedimientos realizados en todo el periodo que abarca el estudio, y considerando los valores máximos de dosis registrados para cada especialista, supondría que se podrían llegar a obtener dosis ocupacionales anuales comprendidas entre los  $21.90 \pm 0.13 \text{ mSv}$  y los  $100.86 \pm 0.19 \text{ mSv}$ , que podrían llegar a los  $213.95 \pm 0.19 \text{ mSv}$  sin utilizar protecciones (que superaría los límites establecidos). Esto supone un abanico amplio de dosis y está en función del tipo de procedimiento y la forma de trabajar del especialista que lo realiza.

Si tenemos en cuenta las dosis promedio por procedimiento, es decir considerando todas las dosis y promediándolas al número de procedimientos realizados durante el estudio, los valores obtenidos para los diferentes profesionales varían desde los  $10.9 \pm 6.2 \mu\text{Gy}$  hasta los  $14 \pm 17 \mu\text{Gy}$  (alcanzando los  $31 \pm 34 \mu\text{Gy}$  en el exterior de las protecciones oculares). Considerando las cargas de trabajo medias de cada especialista se obtendría una dosis anual promedio que puede variar entre los  $10 \pm 10 \text{ mSv}$  y los  $19 \pm 21 \text{ mSv}$  ( $40 \pm 45 \text{ mSv}$  fuera de las protecciones oculares).

### **Conclusiones**

Se han estimado las dosis ocupacionales de los Trabajadores Expuestos en procedimientos de intervencionismo. Los resultados muestran que, la extrapolación a las dosis promedio anuales en cristalino, teniendo en cuenta los procedimientos realizados y la carga de trabajo, está por debajo de los límites anuales de dosis. Sin embargo hay casos en que se han registrado valores elevados de dosis y esto podría hacer que se superasen los límites de dosis cuando no se realiza una buena praxis y no se utilizan los medios de protección adecuados.

Así mismo se constata la gran variabilidad en las dosis registradas en función de tres parámetros: el tipo de procedimiento efectuado, la morfología del paciente y la forma de trabajar de cada especialista.

## Vigilancia radiológica en instalaciones de PET-TC con dosimetría de termoluminiscencia

DE LA CASA DE JULIÁN, M.A.\*, GILARRANZ MORENO, R., MARTÍNEZ GÓMEZ, L.C., CLEMENTE GUTIÉRREZ, F., MANZANAS ARTIGAS, M.J.

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario 12 de Octubre.

\* Correspondencia –C-e: ma.casa@gmail.com

**Palabras clave:** vigilancia radiológica, PET-TC.

### Introducción

El PET-TC es una potente herramienta de diagnóstico de introducción relativamente reciente. Tras la apertura de dos instalaciones de PET-TC, el CSN requirió hacer la vigilancia radiológica de ambas instalaciones durante un año para comprobar los blindajes. Dichos blindajes se calcularon según el formalismo propuesto en el TG 108 de la AAPM. En este trabajo revisamos los datos obtenidos de la vigilancia radiológica.

### Material y métodos

Las medidas de vigilancia radiológica se han realizado en dos instalaciones de PET-TC equipadas con sendos Siemens Somatom Emotion, uno instalado en el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Universitario 12 de Octubre (H12O), y otro en el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Universitario de Getafe (HUG). Las medidas se han realizado con dosímetros termoluminiscentes TLD-100, previamente calibrados en nuestro servicio, cuyas lecturas han sido obtenidas y procesadas con una lectora Harshaw QS 3500.

En cada instalación, se ha medido la dosis mensualmente en una serie de puestos preestablecidos en las salas de incorporación y de exploración, así como en las áreas circundantes. En el caso del H12O, hemos tomado medidas todos los meses en el período que va desde marzo de 2009 a marzo de 2010, ambos inclusive. En el HUG, hemos tomado medidas mensuales desde septiembre de 2009 a septiembre de 2010. En todos los casos, en cada puesto colocamos tres dosímetros para reducir la incertidumbre.

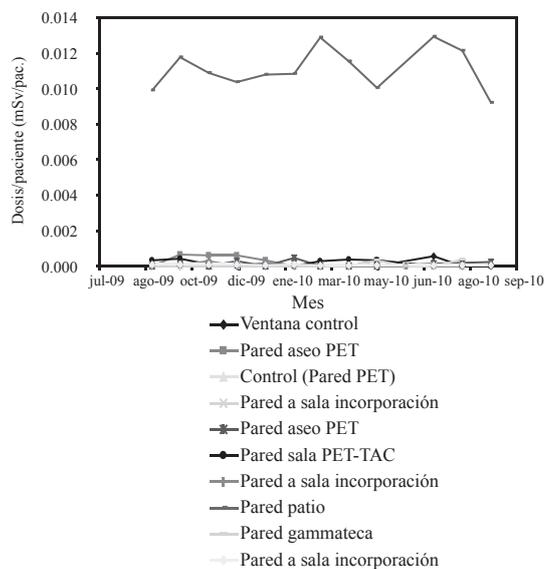
### Resultados y discusión

Lo más destacado de los datos que hemos obtenido en el HUG es que los valores de dosis equivalente ambiental obtenidos son siempre inferiores a 0.1 mSv/mes (1 mSv/mes×paciente) en todos los puestos, excepto en uno de los puestos dentro de la sala de exploración donde de la media, junto con su correspondiente desviación típica, es de  $1.0 \pm 0.3$  mSv/mes ( $11.1 \pm 1.1$  mSv/mes×paciente). En ningún caso se superan los límites de diseño para cada área. Como era de esperar, obtenemos una buena relación de proporcionalidad entre las dosis medidas y el número de pacientes explorados cada mes.

En el H12O, hay tres puestos en que se superan los 0.1 mSv/mes. Uno de ellos está en la pared entre la sala de incorporación y la de exploración, donde se mide  $0.29 \pm 0.11$  mSv/mes ( $2.5 \pm 0.3$  μSv/mes×paciente). Los otros dos, están dentro de la sala de exploración. En el puesto con medidas más altas obtenemos  $2.0 \pm 0.9$  mSv/mes ( $17 \pm 4$  μSv/mes×paciente). De nuevo, comprobamos que se satisfacen los límites de diseño para cada área. También en el H12O obtenemos una buena relación de proporcionalidad entre las dosis medidas y el número de pacientes, salvo en el puesto donde registramos los valores de dosis equivalente más altos, dentro de la sala de exploración. La razón de esta falta de proporcionalidad es que este puesto se encuentra en la zona donde el campo de radiación de la instalación presenta un mayor gradiente, por estar el puesto mucho más cerca de la mesa de exploración que los demás y estar cerca de la zona de sombra creada por el blindaje del propio gantry del aparato. Por ello, un pequeño desplazamiento en la posición de los dosímetros de un mes a otro puede producir diferencias relativamente grandes en las lecturas obtenidas.

### Conclusiones

En ambas instalaciones comprobamos que se satisfacen los límites de diseño para cada área. Por lo tanto, los blindajes han resultado adecuados tal y como se calcularon según el formalismo del TG 108. En este sentido cabe destacar que la instalación en el H12O fue diseñada con menores blindajes alrededor de la sala de incorporación. Esta optimización de los blindajes es posible por el diferente diseño de las instalaciones, situándose los habitáculos de la sala de incorporación del H12O “en batería” con respecto al pasillo exterior, en vez de alineados a lo largo del mismo como en el caso del HUG. Este diseño permite distribuir los blindajes principalmente entre los diferentes habitáculos sin tener que blindar tan fuertemente la pared que da al pasillo exterior: el blindaje en la sala de incorporación del H12O es de 4 mm de plomo, frente a los 12 mm necesarios en el HUG.



## Medida experimental de la fracción de dispersión TC en cráneo y cuerpo para equipos de tomografía computarizada de 64 cortes

SÁNCHEZ, G. \*, HARO, G., HERRADOR, M.

HU Virgen del Rocío, Sevilla.

\* Correspondencia –C-e: gerardo.sanchez.sspa@juntadeandalucia.es

**Palabras clave:** factor dispersión, TC, blindajes.

### Introducción

Existen diferentes formalismos para el cálculo de blindajes en equipos de tomografía computarizada, los propuestos en el documento 147 del NCRP gozan de gran aceptación. De los tres métodos citados en el protocolo, dos implican el uso de dos factores independientes del equipo, denominados fracción de dispersión TC en cráneo y en cuerpo. Resulta interesante la medida experimental de los mismos, sobre todo en aquellos modelos posteriores a la publicación del documento, que coincide además que son los que tienen mayor número de canales de detectores y en general un haz de radiación mayor en el eje z.

### Material y métodos

Se han utilizado dos Tomógrafos Computarizados de 64 cortes, modelos Philips Brilliance 64 y Toshiba Aquilion 64. Un dosímetro Radcal 9010 con cámaras de ionización calibradas modelos 10x5-1800 y 10x5-3ct, como material dispersor dos maniquíes estándar de PMMA (Nuclear Associates) de 16 y 32 cm de diámetro respectivamente.

Se ha medido el kerma secundario en aire para cráneo y cuerpo en el eje longitudinal a distancias de 1 m, 2 m y 3 m, seleccionando en cada caso la tensión pico y la colimación máximas disponibles. Asimismo se ha medido el  ${}_n\text{CTDI}_{100,p}$  para cada protocolo utilizado.

Se han obtenido las fracciones de dispersión mediante la expresión:

$$\kappa = [K_{\text{sec}}^1 (\text{mGy}) \cdot \text{pitch}] / [\text{Longitud (cm)} \cdot \text{carga (mAs)} \cdot {}_n\text{CTDI}_{100,p} (\text{mGy/mAs})].$$

Alternativamente a partir de las curvas de isodosis proporcionadas por el fabricante se han obtenido un segundo valor para las fracciones de dispersión en cuerpo.

Finalmente se ha analizado la influencia sobre los espesores de blindaje del uso de los distintos valores.

### Resultados y discusión

En la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos para los dos parámetros experimentalmente y a partir del diagrama de dosis para el maniquí de cuerpo que es el único proporcionado por los fabricantes.

	NCRP 147	Aquilion Exp.	Aquilion Mapa	Brilliance Exp.	Brilliance Mapa
$\kappa_{\text{cráneo}}(\text{cm}^{-1})$	$9.0 \cdot 10^{-5}$	$11.4 \cdot 10^{-5}$	-	$11.1 \cdot 10^{-5}$	-
$\kappa_{\text{cuerpo}}(\text{cm}^{-1})$	$3.0 \cdot 10^{-4}$	$4.38 \cdot 10^{-4}$	$9.0 \cdot 10^{-4}$	$2.79 \cdot 10^{-4}$	$5.0 \cdot 10^{-4}$

Para cráneo los valores experimentales son un 23% y 27% superiores al propuesto, en el caso de los de cuerpo para el equipo Brilliance el valor del documento es muy próximo al medido, 7% inferior, mientras que para el Aquilion la medida experimental es un 46% superior.

Los diagramas suministrados son más conservadores y de ellos se deducen valor superiores a los obtenidos empíricamente. Simulando una sala estándar se encuentra que a efectos de blindaje el uso de las medidas experimentales implicaría un aumento máximo de 0.12 mm de plomo en el caso más desfavorable, con los mapas de isodosis el aumento es de 0.36 y 0.08 mm de plomo para el equipo Aquilion y el Brilliance respectivamente.

### Conclusiones

Los valores de fracción de dispersión son dependientes del equipo y por tanto el uso de un valor constante es una aproximación, no siempre conservadora, que se sustenta en el hecho de que al ser la atenuación exponencial no influye de manera tan crítica en términos de espesor de blindaje.

El uso habitual de otras hipótesis conservadores al realizar un estudio de blindajes minimiza aún más el impacto de esta aproximación.

A partir de los diagramas de isodosis se pueden obtener otros valores de las fracciones de dispersión, si son más conservadores, se pueden utilizar para valorar su influencia sobre las necesidades de blindaje de una sala antes de su implantación, si no se dispone de un valor específico para el equipo en la literatura o como es habitual no existe la posibilidad de medirlo previamente.

## Optimización de blindajes. ¿Criterio ALARA?

CORREDOIRA, E. \*, SERRADA, A., HUERGA, C., HUERTAS, C., SENDE, J.A., LUQUERO, N., ORDÓÑEZ, J., PLAZA, R.

Hospital Universitario La Paz, Madrid.

\* Correspondencia –C-e: ecorredoira.hulp@salud.madrid.org

**Palabras clave:** alta tasa, blindajes, criterio ALARA.

### Introducción

El objetivo del presente trabajo es valorar la reducción de dosis que supone sobreblindar el suelo de una sala de braquiterapia de alta tasa de dosis ubicada en el piso superior de un laboratorio de radiofarmacia.

### Material y métodos

En el Hospital Universitario La Paz de Madrid, se plantea utilizar una habitación preparada para aplicaciones de braquiterapia de baja tasa de dosis con  $^{137}\text{Cs}$ , para tratamientos de alta tasa de dosis con una fuente de  $^{192}\text{Ir}$ . Para ello, sin modificar la distribución de la sala, se calculan los blindajes adicionales y se realiza la modificación correspondiente. Para el cálculo de blindajes se utiliza el documento “Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities” Safety Reports Series nº 47 de la IAEA, Viena 2006.<sup>[1]</sup>

La actividad de la fuente de  $^{192}\text{Ir}$  es de 370 GBq(10 Ci). Considerando como máximo 15 fracciones a la semana de 6 Gy/fracción con una duración media de 6 minutos, la carga de trabajo estimada es 61605  $\mu\text{Gy}/\text{m}^2\cdot\text{semana}$ . Tiempo de irradiación equivalente a 1.5 horas a la semana.

### Resultados y discusión

El 4/02/2010 se autoriza la modificación de la instalación radiactiva, considerando el factor de ocupación del laboratorio de radiofarmacia de  $\frac{1}{2}$  y clasificada como zona controlada (6 mSv/año y 48 semanas/año). En esa zona la tasa de dosis permitida es de 167  $\mu\text{Sv}/\text{h}$  para las condiciones de trabajo declaradas. El blindaje necesario estimado por cálculo es equivalente a 264 mm de hormigón. No se añadió blindaje adicional al suelo ya que el espesor de éste es de 200 mm de hormigón más terrazo y capa de compresión hasta 300 mm de espesor.

El día 5/03/2010, coincidiendo con la carga de la primera fuente(388GBq), la inspección del Consejo de Seguridad Nuclear mide una tasa máxima de 100  $\mu\text{Sv}/\text{h}$  en el laboratorio de radiofarmacia,, inferior al valor declarado. El 24/04/2010 se realiza una irradiación de 3 horas colocando en el laboratorio de radiofarmacia y en la vertical de la fuente, dosímetros TLD del Centro Nacional de Dosimetría de Valencia. Para la carga de trabajo declarada la medida obtenida es de 7,32 mSv/año. El 06/04/2010 el CSN autoriza la puesta en marcha provisional de la unidad de braquiterapia bajo ciertas condiciones y normas de funcionamiento y se solicita la remisión de un nuevo estudio de seguridad, en el que se considere al personal que trabaja en el laboratorio de radiofarmacia, a efectos de la instalación de braquiterapia, como público. Se considera un valor conservador del factor de ocupación de 1. El 13/07/2010 se remite el nuevo estudio de seguridad que presenta la solución permanente de blindaje del suelo de la sala de irradiación, en consideración al laboratorio de radiofarmacia. En esa zona la nueva tasa de dosis permitida es de 13,8  $\mu\text{Sv}/\text{h}$  para las condiciones de trabajo declaradas. Finalmente se añaden 14 mm de plomo al suelo de radiofarmacia en el mes de agosto. El día 20 de septiembre tiene lugar una nueva inspección, el valor medido en el laboratorio de radiofarmacia es de 8,3  $\mu\text{Sv}/\text{h}$  con una fuente de 356GBq (9,62 Ci). Desde que la unidad se ha puesto en marcha se ha realizado dosimetría de área con dosímetros TLD. Se coloca uno permanentemente en el laboratorio de radiofarmacia, y otro sólo cuando se está utilizando el equipo de alta tasa. El valor máximo medido en el dosímetro permanente es 0,4 mSv en el mes de octubre y del dosímetro que se coloca cuando se utiliza el equipo de alta tasa 0,1 mSv en el mes de junio y octubre, siendo el resto de las medidas igual al fondo.

### Conclusiones

La dosis que se recibe en el laboratorio es debida casi en su totalidad al uso de radiofármacos. La dosis máxima mensual que ha recibido el personal de la Instalación de radiofarmacia es de 0,2 mSv, no habiéndose incrementado debido a la utilización del equipo de alta tasa.

¿Se debe realizar el cálculo de blindajes considerando tasa de dosis y no dosis acumulada? Existen recomendaciones internacionales que apuntan valores límites de tasa de dosis, pero no son exigencias legales en España.

El coste económico del plomado del suelo fue de 12000 euros.



## Medidas de fluencia de neutrones térmicos en el búnker de un ciclotrón de producción de isótopos para PET

MÉNDEZ VILLAFANE, R.<sup>1,\*</sup>, SANSALONI FLORIT, F.<sup>2</sup>, LAGARES GONZÁLEZ, J.I.<sup>2</sup>, LLOP ROIG, J.<sup>3</sup>, GUERRERO ARAQUE, J.E.<sup>1</sup>, MUÑIZ GUTIÉRREZ, J.L.<sup>2</sup>, PÉREZ MORALES, J.M.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes, CIEMAT, Madrid.

<sup>2</sup> Depto. de Tecnología, CIEMAT, Madrid.

<sup>3</sup> Unidad de Imagen Molecular-CIC BiomaGUNE, San Sebastián.

\* Correspondencia –C-e: Roberto.mendez@ciemat.es

**Palabras clave:** fluencia neutrónica, neutrón, ciclotrón, TLDs, activación.

### Introducción

La completa caracterización dosimétrica del entorno de un ciclotrón de producción de radiofármacos para PET es uno de los objetivos del proyecto de investigación en el que participa el Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes (LMRI) del CIEMAT en colaboración con la Unidad de Aplicaciones Médicas del mismo centro. La mayor parte del equivalente de dosis ambiental en el entorno del ciclotrón es consecuencia de la producción de neutrones en los materiales del blanco por lo que se hace necesario determinar las tasas de fluencia neutrónicas en diferentes puntos del búnker y su distribución espectral, como paso previo al cálculo de la dosis, debido a la gran variación de los factores de conversión de fluencia a dosis con la energía. Debido a la presencia de fuertes campos electromagnéticos y al carácter pulsado de la radiación es inviable el empleo de detectores activos por lo que se ha recurrido a pares de dosímetros termoluminiscentes TLD600 – TLD700 que permiten discriminar entre neutrones térmicos y gammas. El empleo de laminillas de Au con y sin Cd proporciona una medida de la fluencia por neutrones térmicos que se puede comparar con la obtenida con los dosímetros.

Para medir el espectro neutrónico se ha empleado el sistema de espectrometría basado en esferas de Bonner con laminillas de Au como detector de neutrones térmicos en su centro si bien los resultados obtenidos están aún pendientes de analizar y serán objeto de otro trabajo.

### Material y métodos

Se han llevado a cabo medidas de tasa de fluencia de neutrones térmicos en una red de puntos en el búnker de un ciclotrón modelo Cyclone 18/9 de IBA. Para ello se han utilizado dosímetros termoluminiscentes y activación de laminillas de Au. Los dosímetros se han dispuesto en pares TLD600 – TLD700, siendo el primero de ellos sensible a neutrones térmicos,  ${}^6\text{Li}(n,\alpha){}^3\text{H}$ , además de a gammas, mientras el segundo sólo es sensible a gammas. Se conoce la respuesta de cada dosímetro tanto a gammas como a neutrones térmicos empleando para el primer caso una fuente de  ${}^{137}\text{Cs}$  del LMRI y para el segundo una fuente de 74GBq de Am-Be moderada en un tanque de agua perteneciente al Laboratorio de Medidas Neutrónicas de la ETSII de la UPM. De la diferencia entre las lecturas del TL600 y el TLD700 se pueden separar las contribuciones neutrónica y gamma y obtener así la tasa de fluencia por neutrones térmicos y la tasa de equivalente de dosis ambiental por gammas. Para la medida por activación se han empleado una serie de laminillas de Au de 15 mm de diámetro y 0.250 mm de espesor desnudas y recubiertas por discos de 25 mm de diámetro y 0.5 mm de Cd. Las laminillas de Au se activan y luego decaen con emisión de un gamma de 411keV que se detecta mediante un cristal de centelleo de INa-Tl de 3" x 3" convenientemente blindado. El sistema ha sido previamente simulado y se ha determinado su eficiencia mediante medidas de la actividad con un HPGe en el LMRI.

### Resultados y discusión

Las medidas se han realizado en una serie de puntos en el interior del búnker y alrededor de los blancos durante la operación de producción tanto de  ${}^{18}\text{F}$  como de  ${}^{11}\text{C}$  con intensidades de 30 $\mu\text{A}$  para el primer blanco y de 24 $\mu\text{A}$  para el segundo y una carga total de 10 $\mu\text{Ah}$  en ambos casos. Y, en el caso del blanco de producción de  ${}^{18}\text{F}$  se han realizado medidas tanto con el blindaje de polietileno que tapa el blanco abierto, como cerrado.

Los resultados obtenidos con las laminillas de Au para este primer blanco varían entre 9 $\cdot 10^5$  y 2.6 $\cdot 10^6$  cm<sup>-2</sup>s<sup>-1</sup> dependiendo de la posición del punto de medida, mientras que para el blanco de producción de  ${}^{11}\text{C}$  oscilan entre 9 $\cdot 10^4$  y 3.7 $\cdot 10^5$  cm<sup>-2</sup>s<sup>-1</sup>. Las medidas con los TLDs en puntos equivalentes y en las mismas condiciones de irradiación sobrestiman ligeramente estos resultados pues en este caso no se ha empleado Cd.

Las medidas con los TLD700 permiten también hacer una estimación de las dosis por gammas en los puntos de medida y se obtienen valores para el H\*(10) que varían entre 100 – 400 mSv/h en los puntos cercanos a los blancos y entre 5 mSv/h cuando está en uso el blanco de  ${}^{11}\text{C}$  y 30 mSv/h cuando es el blanco de  ${}^{18}\text{F}$  el activo, en puntos de las paredes y del interior del búnker alejados de los blancos.

### Conclusiones

Se han realizado medidas de fluencia térmica en una serie de puntos del interior del búnker de un ciclotrón con dos métodos diferentes. En el primero de ellos se ha empleado activación de láminas de Au con y sin Cd y en el segundo pares de dosímetros termoluminiscentes TLD600 – TLD700 obteniéndose resultados coherentes entre sí y con los realizados anteriormente por otros autores, si bien se observa que con el método de los dosímetros se obtienen valores ligeramente superiores.

Se trata, por tanto, de dos medidas independientes de la tasa de fluencia por neutrones térmicos que se podrán comparar con las obtenidas mediante espectrometría con esferas Bonner y simulaciones Monte Carlo.

También se han realizado medidas de la tasa de equivalente de dosis ambiental por gammas empleando los TLD700.

## **Análisis de la incidencia de la asignación de dosis administrativas en los casos de pérdida de información dosimétrica en dosimetría personal, durante el quinquenio 2006-2010**

CASAL ZAMORANO, E.\*, PICAZO CÓRDOBA, T., MARTÍNEZ MASMANO, J.M., PALMA COPETE, J.D.

Centro Nacional de Dosimetría, Valencia.

\* Correspondencia –C-e: emilio.casal@gva.es

**Palabras clave:** dosimetría personal, dosis administrativas.

### **Introducción**

En los diferentes casos de dosimetría personal en los que se produzca pérdida de información dosimétrica, el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) ha establecido que se debe asignar una dosis administrativa representativa de la fracción del límite de dosis anual correspondiente al período del uso del dosímetro. Para las dosis equivalentes personales profunda y superficial los valores asignados son 2 y 40 mSv por mes respectivamente. No obstante, el CSN establece que, a la vista del riesgo al que puede estar expuesto el trabajador afectado, el responsable de protección radiológica de la instalación tiene la posibilidad de asignar un valor de dosis alternativo, que debe quedar adecuadamente justificado y documentado. Como continuación al estudio inicial, realizado tras la implantación de tal medida, en el presente trabajo se pretende analizar la incidencia, en los últimos años, de dicha medida sobre la modificación en los hábitos de envío de los dosímetros para su lectura por parte de los usuarios, la respuesta de los responsables de protección radiológica ante dicha situación, así como las posibles actuaciones a llevar a cabo para evitar la pérdida de información dosimétrica en dichos casos, como para reducir la infructuosa gestión administrativa que ello conlleva.

### **Material y métodos**

Para la realización del estudio se han considerado las lecturas mensuales de dosímetros personales de solapa y muñeca realizadas durante el quinquenio 2006-2010, analizando mensualmente los usuarios que no han enviado ningún dosímetro para lectura, así como los casos de devolución prematura del dosímetro (antes de un mes) por efectuarse su lectura durante el período en que debía estar siendo utilizado. Finalmente se han estudiado mensualmente los casos en que se han asignado dosis administrativas y las modificaciones que se han efectuado de las mismas por parte de los responsables de protección radiológica.

### **Resultados y discusión**

Durante el período de tiempo analizado, independientemente de fluctuaciones estacionales, un promedio de un 19,4% de los usuarios no ha enviado mensualmente ninguno de sus dosímetros para leer, habiéndose observado una pequeña disminución del 2,1%, de la primera parte del quinquenio a la segunda. Además alrededor de un 4,1% de los usuarios devuelven el dosímetro sin utilizarlo. De acuerdo con los criterios del CSN, un 13,3% de los usuarios sufren mensualmente pérdida de información dosimétrica por no enviar ningún dosímetro para leer desde hace más de 6 meses. Ello supone mensualmente la asignación de alrededor de un promedio de 3.300 dosis administrativas, habiéndose observado una disminución de un 15,8% en el último año 2010 respecto del período anterior 2008-2009. En el período estudiado se han asignado 111.540 dosis administrativas, de las que solo un 4,6% han sido modificadas hasta el momento por los responsables de protección radiológica. De ellas en el 90,3% de los casos de no envío reiterado se ha asignado una dosis inferior al nivel de registro.

En el quinquenio 2006-2010 se han efectuado 1.885.114 lecturas de dosímetros personales. De ellas un 95,5% de las dosis personales profundas de solapa y el 62,5% de las dosis personales superficiales de muñeca son inferiores al nivel de registro. La dosis colectiva se ha modificado considerablemente como consecuencia de la introducción de las referidas dosis administrativas. En efecto, al comparar el bienio 2009-2010, posterior a su introducción, con el bienio 2006-2007, previo a la misma, la dosis colectiva profunda mensual media para dosímetros de solapa se ha multiplicado por un factor 11 y la dosis colectiva superficial mensual media para dosímetros de muñeca, lo ha hecho por un factor 6,7.

### **Conclusiones**

La introducción de las dosis administrativas tenía como objetivo solucionar el problema del alto porcentaje de usuarios dentro del colectivo controlado, que no envían regularmente sus dosímetros para leer. A la vista de los resultados presentados, podemos concluir que, hasta el momento, dicha medida ha sido inútil para ello. Además, la asignación de dosis administrativas presenta una serie de graves inconvenientes que la hacen contraproducente. En efecto, se ha incrementado notablemente la labor burocrática de gestión de las dosis administrativas, sin aparentemente respuesta por parte de los usuarios. La modificación de las dosis administrativas, por parte de los responsables de protección radiológica, suele realizarse sustituyéndolas por el valor medio de las dosis del resto de los trabajadores del mismo servicio, que en la mayoría de los casos es fondo, con lo que la necesidad del control dosimétrico de los mismos es cuestionable. Se debería tener en cuenta que la dosimetría personal no es un fin, sino un medio para optimizar la protección radiológica de los trabajadores. Consecuentemente, se deberían arbitrar soluciones alternativas para estimar las dosis a las que están expuestos los trabajadores afectados, sin recurrir a la asignación de valores arbitrarios. Una correcta clasificación de los trabajadores, presuntamente expuestos, y una adecuada evaluación de riesgos en las áreas de trabajo, redundaría en una optimización de recursos y una mejora de la protección radiológica de los mismos.



## Evaluación de la exposición a radiación dispersa en procedimientos intervencionistas usando protectores especiales de bismuto

SOTO BÚA, M.\* , MEDINA JIMÉNEZ, E., VÁZQUEZ VÁZQUEZ, R., SANTAMARINA VÁZQUEZ, F., OTERO MARTÍNEZ, C., LOBATO BUSTO, R., LUNA VEGA, V., MOSQUERA SUEIRO, J., SÁNCHEZ GARCÍA, M., POMBAR CAMEÁN, M.

Servizo de Radiofísica e Protección Radiolóxica, C. H. Universitario de Santiago de Compostela.

\* Correspondencia –C-e: Marcos.soto.bua@sergas.es

**Palabras clave:** rayos x, radiación dispersa, radiología intervencionista, protectores de bismuto, dosimetría personal.

### Introducción

En la actualidad están comercializándose productos específicos encaminados a reducir la exposición del personal a la radiación dispersa en procedimientos de cateterismo cardíaco, radiología intervencionista o electrofisiología. Tras recibir una consulta acerca de la efectividad de este tipo de dispositivos por parte de los facultativos de Radiología intervencionista de nuestro centro, nuestro servicio se ha propuesto estudiar las características de atenuación del producto “Drape Armour” fabricado por la compañía “Microtek”. Se trata de dispositivos flexibles contruidos a partir de una aleación ligera de bismuto y cuyas características de esterilidad y control de infecciones y fluidos los hace especialmente indicados para incorporar al campo quirúrgico del paciente. Para estudiar su comportamiento, se han hecho medidas de dosis al personal representativas de las situaciones más habituales de exposición a la radiación dispersa en un procedimiento típico de intervencionismo.

### Material y métodos

El equipo de intervencionismo utilizado es un Philips BV Pulsera. Sobre la mesa se han montado bloques de PMMA para emular el tórax de un paciente y se ha dado forma con bolsas de agua a las extremidades. El tubo de rayos X se posicionó bajo la mesa y dirigido hacia el tórax del paciente y el producto “Drape Armour” cubriendo el contorno del campo de radiación, tal y como indica el fabricante en las instrucciones de uso. Para realizar la medida de dosis ambiental, se utilizó un detector Berthold Umo LB 123 con sonda proporcional LB 1236-H10. Se realizaron medidas de radiación dispersa utilizando el equipo de fluoroscopia en modo automático y posicionando la sonda detectora a la altura de la ingle. El objetivo ha sido representar una intervención estándar por cateterismo con entrada del catéter por la arteria femoral. Para valorar la capacidad del producto para atenuar toda la radiación dispersa, también se realizaron medidas posicionando de la misma forma el detector pero ahora cubriéndolo totalmente con el material atenuante. Por último, se realizaron medidas del haz directo en modo automático y manual posicionando el protector de bismuto interpuesto en el camino de la radiación desde el tubo hasta el intensificador, para valorar las consecuencias de un mal uso del producto.

### Resultados y discusión

La primera situación que se representó fue un procedimiento estándar de intervencionismo con el haz de rayos X dirigido hacia el pecho del maniquí, el equipo de fluoroscopia trabajando en modo automático y la sonda de detección dispuesta transversalmente a la radiación dispersada por el maniquí y posicionada a la altura de la ingle. En esta posición es donde normalmente el facultativo intervencionista se sitúa para introducir el catéter por la arteria femoral. El material atenuante se coloca cubriendo todo el tórax que hay alrededor del campo de radiación, según se recomienda en las instrucciones de uso facilitadas por el fabricante. De esta forma se logra una atenuación de aproximadamente el 73% de la radiación dispersa que llegaría al facultativo. La segunda situación que se representó fue idéntica, salvo que el haz de radiación iba dirigido al hígado. En este caso, la utilización del protector de bismuto se tradujo en una reducción entre el 48% y el 71% de la radiación dispersada por el maniquí. Haciendo incidir el haz de rayos X en el pecho y trabajando el equipo de intervencionismo en modo automático, se valoró la máxima capacidad del producto para atenuar la radiación dispersa colocándolo cubriendo totalmente la sonda de radiación posicionada, de nuevo, a la altura de la ingle. En este caso se logran reducciones de hasta el 96%. Por último, con el fin de evaluar una posible mala utilización del producto, se colocó el protector interpuesto al haz directo de radiación. Como consecuencia, el control automático de brillo provocó un aumento de los mA y, por tanto, un aumento de la dosis que recibe el paciente para poder mantener la calidad de imagen.

### Conclusiones

El producto “Drape Armour” proporciona una protección significativa del facultativo intervencionista contra la radiación dispersada por el paciente, cuando se utiliza adecuadamente siguiendo las directrices que marca el fabricante. No obstante, puede provocarse un aumento de la radiación que recibe el paciente si el dispositivo no se utiliza correctamente y se posiciona interpuesto en el haz directo, entre el tubo de rayos X y el intensificador.

## Información dosimétrica ofertada a través de la página Web del Centro Nacional de Dosimetría ([www.cnd.es](http://www.cnd.es))

MARTÍNEZ MASMANO, J.M.\*, ESCUTIA PIÑANA, C., CASAL RUIZ, J., PICAZO CÓRDOBA, T., CASAL ZAMORANO, E.

Centro Nacional de Dosimetría.

\* Correspondencia –C-e: [martinez\\_jma@gva.es](mailto:martinez_jma@gva.es)

**Palabras clave:** dosimetría, PHP, MySQL, accv, CND.

### Introducción

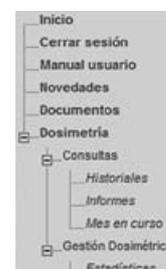
El Centro Nacional de Dosimetría (CND) viene ofreciendo desde 2005 a sus usuarios, a través de su página Web [www.cnd.es](http://www.cnd.es), la posibilidad de realizar consultas y descargas de archivos con los historiales e informes dosimétricos de los trabajadores controlados. Siguiendo con la línea de mejora de los servicios ofertados, se han incorporado nuevas opciones, que ayudan al seguimiento tanto de la dosimetría del trabajador como a la gestión de la misma. Entre ellas cabe destacar el acceso a la información dosimétrica del mes en curso, permitiendo el seguimiento diario de las distintas fases del proceso dosimétrico, recepción, lectura, informe y envío de los dosímetros asignados a los trabajadores de cada institución. Además permite el control inmediato de los dosímetros que de forma reiterada no se envían para lectura, y que ocasionan la asignación de las correspondientes dosis administrativas.

### Material y métodos

Las aplicaciones informáticas han sido desarrolladas en su mayoría con herramientas libres bajo licencia GPL, como PHP, Javascript, jQuery, motor de bases de datos Oracle MySQL y Apache para el servidor Web. Diariamente se actualizan los datos del servidor MySQL que atiende la Web, desde el equipo donde se efectúa el proceso dosimétrico, HP Alpha Server bajo Open VMS y motor de bases de datos Oracle RDB7, que además también actúa como servidor de archivos para algunas solicitudes desde la Web. Se han actualizado las herramientas a las últimas versiones, quedando pendiente la actualización del entorno Web hasta finales de este año.

La información facilitada en [www.cnd.es](http://www.cnd.es), a través del acceso a Usuarios registrados, se efectúa sobre una línea segura SSL con certificado digital proporcionado por la Agencia de Tecnología y Certificación Electrónica de la Generalitat Valenciana.

En un panel (figura adjunta), se ofrece un menú organizado en árbol cuyas opciones direccionan a páginas con distintas opciones para realizar consultas y solicitar archivos. Los archivos solicitados son confeccionados por dos servidores de documentos y los transfieren en formato PDF o texto al área del usuario. Estos archivos están disponibles desde los menús Novedades y Documentos, en los cuales también figuran los avisos de lecturas que superan los niveles de dosis establecidos.



### Resultados y discusión

El menú “**Mes en curso**” aporta nuevas posibilidades para la gestión dosimétrica ya que permite consultar y solicitar archivos relacionados con la lectura del mes actual.

Las opciones incluidas se han diseñado con objeto de clarificar y poner de manifiesto los aspectos más importantes de la gestión de los dosímetros y dar una información día a día del estado del proceso dosimétrico. Permiten obtener relaciones por servicio, institución o para toda el área de atención de usuario con la siguiente información:

- Casos de no devolución de dosímetros de forma reiterada, que sirva para tomar las acciones oportunas encaminadas a normalizar los períodos de uso de los dosímetros y evitar las dosis administrativas por no recambio.
- Dosímetros asignados para su utilización en el mes en curso y/o los asignados para el próximo mes.
- Lecturas de los dosímetros recibidos, con indicación de las historias de las que aún no se ha recibido dosímetro.

Otra opción visualiza la información relativa al estado de una historia en el mes de lectura: fechas de alta y baja, dosímetros asignados, lecturas de los dosímetros recibidos, posibles observaciones en su lectura, así como las dosis administrativas si las hubiera.

Dentro del menú de “**Gestión dosimétrica**” está en proyecto una opción que permita a los usuarios autorizados la modificación de dosis administrativas.

### Conclusiones

Desde la puesta en marcha de la página [www.cnd.es](http://www.cnd.es), el CND ha conseguido mejorar el servicio de información dosimétrica que presta a sus usuarios y por tanto la protección radiológica de los trabajadores en general. Los aspectos más significativos son:

- La descarga de los historiales dosimétricos en formato PDF, eliminó la impresión de largos listados, facilitando las búsquedas en los documentos por medio de marcadores.
- Obtención del archivo informe resumido anual de dosis para enviar al Consejo de Seguridad Nuclear (CSN).
- Obtención de informes dosimétricos mensuales del proceso actual o procesos anteriores.
- Obtención de estadísticas sobre uso de dosímetros, distribuciones de dosis y relaciones de anomalías en la utilización de los dosímetros, en el área del usuario.
- Alerta temprana de lecturas con valores anormales, mediante la notificación, vía correo electrónico, de que en el menú Novedades, se ha colocado un archivo con una relación de dichas lecturas. Permite investigar y tomar las acciones oportunas ante situaciones de dosis altas, antes de la recepción del informe en papel.
- El menú “**Mes en curso**” permite disponer diariamente de la información sobre el proceso mensual de la lectura dosimétrica, lo que permite gestionar de una forma más eficiente la protección radiológica de los trabajadores.



## Validación y cálculo de incertidumbres del método de determinación de creatinina en orina en dosimetría interna

SIERRA BERCEDO, I.\*, HERNÁNDEZ GONZÁLEZ, C., BENITO ALONSO, P., LÓPEZ ZARZA, C.

Servicio de Dosimetría de Radiaciones. Departamento de Medio Ambiente. CIEMAT, Madrid.

\* Correspondencia –C-e: inma.sierra@ciemat.es

**Palabras clave:** dosimetría interna, medida in-vitro, orina, creatinina, validación de métodos, calidad.

### Introducción

Uno de los requisitos técnicos establecidos por la norma ISO/IEC 17025:2005 para la acreditación de laboratorios de ensayo y calibración es la necesidad de llevar a cabo la validación de los métodos de trabajo empleados, así como realizar una correcta estimación de todas las fuentes de incertidumbre que puedan afectar el resultado analítico obtenido.

En este trabajo se describe la metodología empleada para llevar a cabo la validación de la técnica de cuantificación del contenido de creatinina mediante Espectrofotometría en muestras de orina de trabajadores expuestos con riesgo de contaminación interna, así como el estudio de todas las fuentes de incertidumbre que influyen en el proceso. Dicha técnica se emplea para llevar a cabo la normalización del volumen de orina a orina de 24h, necesaria para fines dosimétricos, así como criterio de aceptación o rechazo de las muestras de orina recibidas por el laboratorio.

### Material y métodos

La medida del contenido de creatinina se lleva a cabo mediante Espectrofotometría y se basa en la reacción de Jaffe: la creatinina de la muestra en medio básico reacciona con el ácido pícrico, formándose un complejo coloreado. El incremento de la absorbancia medida a 492 nm y en tiempos predeterminados es proporcional a la concentración de creatinina presente en la muestra. El equipo que dispone el laboratorio es un espectrofotómetro Zuzi modelo 4211/20.

El plan de validación del método de determinación de creatinina en muestras de orina incluye los siguiente procesos:

- Estudio de las curvas de calibración de creatinina existentes en el laboratorio.
- Estudio de la robustez y la linealidad del método.
- Verificación semestral del calibrado empleando un patrón primario acuoso de creatinina.
- Medidas por duplicado de las muestras de orina objeto de ensayo, como control de calidad, estableciéndose una tolerancia < 5%.

El proceso de cálculo de las incertidumbres del procedimiento de medida se basa en la identificación y estudio de todos los factores que influyen o pueden influir en el resultado de la medida: preparación del patrón primario de creatinina y de los patrones secundarios, la realización de las curvas de calibrado de concentración de creatinina frente a absorbancia, la medida del volumen de la muestra de orina y la dilución realizada para llevar a cabo la medida en el espectrofotómetro.

### Resultados y discusión

Dentro del plan de validación expuesto se analiza el parámetro estadístico t de Student mediante el estudio de las curvas de calibración de la concentración de creatinina frente a absorbancia existentes en el laboratorio, considerando los valores de la ordenada en el origen y de la pendiente. Se calculan, además, los valores medios de dichos parámetros, junto con los valores máximos y mínimos como criterio de aceptación/rechazo de las futuras calibraciones, para n-2 grados de libertad y un nivel de significación de 0,05.

El estudio de robustez y linealidad del método se basó en la medida de 14 alícuotas de un patrón primario acuoso de creatinina por diferente personal del laboratorio y en días distintos. Los resultados cumplen los criterios de exactitud y precisión establecidos en las normas ANSI N13.30:1996 e ISO 28218:2010: bias relativo entre -0,25 y + 0,50, y precisión relativa asociada a cada medida con respecto al valor medio  $\leq 0,40$ .

El estudio de las fuentes de incertidumbre del proceso analítico dio los siguientes resultados:

- Preparación del patrón primario de creatinina: incertidumbres de pesada y matraz aforado: 0,4%.
- Preparación de los patrones secundarios de creatinina: incertidumbre de la pipeta y repetitividad en el uso, patrón primario y volumen del matraz aforado: 1,2%.
- Incertidumbre de la recta de calibrado de concentración de creatinina frente a absorbancia: se emplea el método del cálculo de los residuos, obteniéndose una incertidumbre de 1,45 mg/l para la concentración de 100 mg/l.
- Volumen de la muestra de orina: 1% (establecida por el fabricante de las probetas de 1 ó 2 litros).
- Dilución de la muestra de orina: incertidumbre de las pipetas utilizadas (certificado de calibración) e incertidumbre de repetitividad en el uso: 1,4%.

Finalmente, se calculó la incertidumbre total debida a todas las contribuciones previamente estimadas para un factor de cobertura  $k=2$ , obteniendo el valor de 4,6%.

### Conclusiones

De todo lo expuesto en este trabajo se puede concluir que el método de Determinación de Creatinina mediante Espectrofotometría en muestras de orina utilizado en el Laboratorio de Bioeliminación del CIEMAT está validado para su empleo en el campo de aplicación establecido. Asimismo, se han analizado y evaluado todas las fuentes de incertidumbre presentes en dicho método y que pueden afectar al resultado analítico obtenido.

Todas estas actividades son fundamentales para cumplir los requisitos técnicos de la norma ISO/IEC 17025:2005 con el fin de obtener la acreditación ENAC como laboratorio de ensayo y calibración dentro del marco de la acreditación del Servicio de Dosimetría de Radiaciones del CIEMAT.

## Estimación de carga de trabajo radiológica en quirófanos

ROSALES ESPIZUA, F.J.<sup>1</sup>, MAÑERU CÁMARA, F.\*<sup>2</sup>, IRIONDO IGERABIDE, U.<sup>2</sup>, FORNER FORNER, A.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Protección Radiológica. Hospital de Basurto. Bilbao.

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Complejo Hospitalario de Navarra. Pamplona.

\* Correspondencia –C-e: fmaneruc@navarra.es

**Palabras clave:** carga de trabajo, quirófanos, blindaje.

### Introducción

El estudio del blindaje necesario en los quirófanos en los que se emplean arcos de rayos X precisa un conocimiento de la carga de trabajo que habitualmente es difícil de estimar. Las recomendaciones nacionales e internacionales al respecto reflejan condiciones de salas de uso radiológico, lo cual está lejos del tiempo real de escopia en un quirófano. Una estimación realista de la carga de trabajo es crucial, máxime teniendo en cuenta que las paredes de esas dependencias se construyen con materiales cada vez menos atenuantes. El trabajo consiste en una recopilación de cargas de trabajo en quirófanos en los que se llevan a cabo distintas intervenciones.

### Material y métodos

Se han estudiado datos de 21 quirófanos en 3 grandes hospitales durante periodos de 1 a 21 semanas entre 2006 y 2010. La recogida de datos ha sido distinta en cada grupo de salas, retrospectivamente en algunos (a partir del registro en diarios de operaciones y diarios de quirófano) y prospectiva en otros (apuntando los tiempos o el número de exploraciones en un formulario al efecto). El registro fue de forma manual en todos los casos. En alguno de los quirófanos también se tomó nota de las técnicas (kVp y mA) empleadas durante las exploraciones.

### Resultados y discusión

Se observó que el tiempo de escopia entre quirófanos era muy variado, existiendo algunos de ellos en los que era realmente bajo (menor a 1 minuto por semana), los cuales se excluyeron del análisis por ser poco significativos. Del resto, también se excluyeron aquellos en los que el muestreo de datos era inferior a un mes ya que la amplia dispersión en los valores los hacía poco fiables.

Tras el filtrado quedaron 11 salas con muestreos de entre 7 y 21 semanas. El rango de minutos por semana abarca de 7.7 a 35 min / semana; el tiempo de escopia promedio es de 19.9 min / semana; el percentil 75 corresponde a 23.2 min / semana. El hecho de que el registro fuese manual y los potenciales errores (principalmente omisiones), apoyados en las aproximaciones conservadoras habitualmente empleadas, recomiendan aplicar una corrección de 1.5 a todos los valores de tiempos. Con ello, se obtiene un rango de tiempos de escopia de 11.5 a 52.5 min / semana, un promedio de 29.8 min / semana y un percentil 75 de 34.8 min / semana.

Las salas de uso traumatológico reflejaron una carga de trabajo superior al resto y una incidencia significativa de altas tensiones, por lo que en dos de ellas se tomó nota de las técnicas empleadas durante las exploraciones, como muestra representativa de la tensión y la carga de tubo reales que se encuentran en un quirófano. Los resultados estaban de acuerdo a lo esperado: entre 55 y 93 kVp y entre 0.5 y 4.1 mA, con promedios de 66.2 kVp y 1.7 mA y percentiles 75 de 64.9 kVp y 1.9 mA respectivamente. Es preciso señalar que estos valores se agrupaban en dos rangos muy diferenciados: aproximadamente un 20% de los procedimientos en la columna lumbar, en torno a 90 kVp, y el resto en otras partes del cuerpo, alrededor de 60 kVp.

### Conclusiones

La carga en un quirófano puede ser muy variada según su uso; así, mientras que en unos casos el tiempo de utilización es en torno a 1 min / sem, en otros pueden alcanzarse los 50 min / sem. La técnica utilizada va a verse condicionada por la zona anatómica explorada, independientemente de que las exigencias de calidad del personal y, consecuentemente, el modo de funcionamiento seleccionado en el equipo, también modifiquen estos valores de forma importante. Así pues, en un quirófano típico de trauma las técnicas van a variar entre los (50 kVp, 1 mA) para la extremidades y los (95 kVp, 4 mA) para la región lumbar.

En cualquier caso, tanto unos como otros se alejan de los valores reflejados en las recomendaciones internacionales (NCRP report147), y (en mayor medida) de las nacionales (CSN, Guía 5.11), en las que se consideran salas de fluoroscopia de uso general o intervencionistas, con cargas sustancialmente mayores que las de un quirófano y con energías de 100-110 kVp.

Finalmente, se debe valorar en posteriores estudios la influencia en los resultados obtenidos de la tendencia a realizar en los quirófanos intervenciones más complejas (cuasi-intervencionistas), habida cuenta de que en las instalaciones consideradas en el estudio presentado no se llevaban a cabo este tipo de intervenciones.



## **Análisis de la evolución de la dosis colectiva en las centrales nucleares de España**

PONJUAN REYES, G.\* , DE LA RUBIA RODIZ, M.A., ROSALES CALVO, M., LABARTA MANCHO, T., CALAVIA GIMÉNEZ, I.

Consejo de Seguridad Nuclear, Madrid.

\* Correspondencia –C-e: gpr@csn.es

**Palabras clave:** dosis colectiva ocupacional, dosis colectiva trienal, ALARA, centrales nucleares tipo PWR y BWR.

### **Introducción**

Una de las herramientas principales para valorar la aplicación práctica de la optimización de la protección radiológica (PR), principio ALARA, consiste en el análisis de la evolución de los datos de dosis colectiva ocupacional.

En este artículo se presenta un análisis de la evolución de la dosis colectiva ocupacional de las centrales nucleares españolas durante el período 2000 - 2008 dentro del contexto internacional, realizado por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), con el propósito de disponer de una información contrastada que permita valorar la extensión de la aplicación de los criterios ALARA en las centrales nucleares españolas e identificar aquellas áreas de atención preferente.

### **Material y métodos**

Los datos de exposiciones ocupacionales se han obtenido de la base de datos del Programa ISOE (International System on Occupational Exposures). Dichos datos son coherentes con los del Banco Dosimétrico Nacional.

Se analiza la exposición ocupacional en España frente al contexto internacional, para cada uno de los tipos reactores PWR y BWR, y de forma individual para cada central española respecto al conjunto de centrales de su mismo tipo y con otros “grupos de centrales comparables”.

Se presentan los datos de las dosis medias trienales.

### **Resultados y discusión**

El resultado global para el conjunto de reactores del país muestra una tendencia claramente descendiente desde los años 80, situándose desde finales de los 90 por debajo de la media del conjunto de reactores participantes en ISOE, siendo inferior a los valores globales de Norteamérica.

La dosis colectiva trienal de las centrales nucleares tipo PWR de España es inferior al promedio de reactores de Europa y de Norteamérica.

Las centrales nucleares tipo BWR españolas superan en dosis colectiva trienal a los reactores europeos. Los resultados son altamente dependientes de cuantas centrales realizaron paradas para recarga y de qué central realizó la parada.

Ascó I y II. En el periodo en estudio la dosis trienal presenta una tendencia estable, siendo inferior a la del conjunto de reactores PWR y centrales gemelas.

Vandellós II: Los valores para la dosis trienal de esta central son inferiores a los del conjunto de centrales PWR, y presentan una tendencia decreciente hasta el año 2006.

Almaraz I y II - Ambas centrales se sitúan con dosis inferiores no sólo a la de todos los reactores PWR sino también a la media de su grupo de centrales comparables.

Trillo: La dosis media trienal se ha mostrado mucho más estable entre 1995 y 2005. Incrementándose desde entonces y acercándose a la dosis media de todos los reactores PWR.

SM<sup>a</sup> Garoña: Presenta una tendencia estable en las dosis trienales que han logrado situarla claramente por debajo de la media mundial por tipo de reactor (BWR) y de su grupo de centrales similares.

Cofrentes: Presenta una tendencia creciente en los últimos años y se ha colocado como la central con mayores dosis de España, con una posición desfavorable a nivel internacional. Está siendo objeto de especial atención por parte del CSN en relación con la implantación del principio ALARA.

### **Conclusiones**

La comparación internacional de la dosis colectiva ocupacional con información contrastada es una herramienta importante para valorar la gestión del principio ALARA en las centrales nucleares españolas. Permite identificar áreas de atención y de actuación preferentes.

La evolución general favorable de las dosis colectivas ocupacionales en el parque español en su conjunto en relación con ellas mismas y con el contexto internacional puede atribuirse a la madurez alcanzada en la aplicación práctica del principio de optimización de la protección radiológica, las importantes modificaciones de diseño llevadas a cabo en algunas plantas en años anteriores al periodo en estudio, a los programas de reducción del término fuente, a cambios en métodos de trabajo y al entrenamiento y la formación en PR.

## **Análisis de las características operativas de un procedimiento de radioembolización hepática con microesferas de Y-90 desde el punto de vista de la protección radiológica**

CLEMENTE GUTIÉRREZ, F.<sup>1\*</sup>, GILARRANZ MORENO, R.<sup>1</sup>, TABUENCA MATEO, M.J.<sup>2</sup>, DELGADO RODRÍGUEZ, J.M.<sup>1</sup>, MARTÍNEZ GÓMEZ, L.C.<sup>1</sup>, DE LA CASA DE JULIÁN, M.A.<sup>1</sup>, ADAIMI HERNÁNDEZ, P.<sup>1</sup>, ESTENOZ ALFARO, J.<sup>2</sup>, GÓMEZ EMBUENA, A.<sup>2</sup>, LÓPEZ LÓPEZ, A.<sup>2</sup>, COTRINA MONROY, P.<sup>2</sup>, ÁLVAREZ, J.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica, Hospital Universitario Doce de Octubre (Madrid).

<sup>2</sup> Servicio de Medicina Nuclear, Hospital Universitario Doce de Octubre (Madrid).

\* Correspondencia –C-e: pclementegutierrez@gmail.com

**Palabras clave:** radioembolización, microesferas, Y-90, medicina nuclear, protección radiológica.

### **Introducción**

La radioembolización (RE), también denominada radioterapia interna selectiva, ha sido introducida en el tratamiento de los tumores hepáticos (tanto hepatocarcinoma celular como metástasis hepáticas). El efecto de esta forma de terapia está relacionado con elevadas deposiciones locales de dosis en la zona tumoral, con poca afectación al tejido hepático sano circundante. Describimos en este trabajo la experiencia inicial en nuestro centro en el procedimiento de RE hepática mediante microesferas de Y-90, realizando una evaluación desde el punto de vista de la protección radiológica.

### **Material y métodos**

El sistema empleado es TheraSphere (MDS Nordion). Las fuentes consisten en microesferas de vidrio de Y-90 (tamaño entre 20-30 mm), presentadas en una ampolla contenida en un envase acrílico, dispersadas en suero fisiológico. Existen seis tamaños disponibles, entre 3 y 20 GBq de actividad. El Y-90 es un emisor  $\beta$  puro (0.9367 MeV), con un periodo de semidesintegración de 64.2 horas. El rango medio de la radiación  $\beta$  en tejidos es de 2.5 mm; con 1 GBq de Y-90 por kg de tejido proporcionaremos una dosis inicial de 13 Gy/día que se concretarán en 50 Gy hasta su desintegración completa. El sistema consta de un equipo de administración de un solo uso y un equipo de accesorios reutilizables. Antes del tratamiento, el paciente deberá someterse a una cateterización de la arteria hepática y una evaluación mediante escintigrafía del posible *shunt* extrahepático (pulmonar especialmente, tras perfusión con AMA-Tc-99 m). La dosis recomendada en el hígado está entre 80 Gy y 150 Gy. El equipo desechable consta de una serie de tubos y válvulas de sentido único que permiten un cebado manual previo de las líneas con el fin de purgar el aire en su interior. El vial con el radiofármaco está rodeado de un protector acrílico y se encuentra insertado en un contenedor plomado para evitar la componente de *bremsstrahlung*. Este conjunto se sitúa en el interior de una caja acrílica que sirve como barrera una vez que el vial queda abierto y se sitúa la jeringuilla con la que se realizará la infusión de las microesferas. El sistema presenta un dosímetro enfrentado al vial en el exterior de la caja acrílica que permite controlar en cada momento de la administración el flujo de actividad suministrada. Tras la preparación del conjunto completo, el sistema es transportado en una mesa móvil que permita el traslado del mismo hasta la sala de angiografía con un nivel adecuado de seguridad, y la situación del equipo completo en una posición adecuada para la administración junto al paciente. Una vez que el radiólogo ha alcanzado la zona tumoral, será el médico nuclear el que proceda a la administración del radiofármaco. En todo momento, el sistema de administración estará situado sobre paños desechables que puedan ser retirados con seguridad en caso de contaminación. Una vez finalizado el proceso, todos los profesionales así como la sala de angiografía serán monitorizados en busca de posibles fuentes de contaminación. Con la ayuda de un monitor de radiación podemos determinar el porcentaje de actividad administrada al paciente, comparando una medida inicial realizada sobre el vial antes del tratamiento con el contenedor de residuos tras el mismo. Dicho contenedor (que se situará posteriormente en el interior de un recipiente acrílico) albergará el vial junto con todo el material desechable tras el tratamiento. Un estudio de imagen posterior será realizado sobre el paciente para asegurar la correcta administración de las microesferas.

### **Resultados y discusión**

La disposición del equipo en cada una de las fases del tratamiento está optimizada desde el punto de vista de la protección radiológica. El vial adquirido corresponde a una actividad de 5 GBq en la calibración, que se trasladan a 1.366 GBq a la hora de la administración. Antes del traslado del equipo a la sala de angiografía se ha comprobado el correcto funcionamiento del dosímetro situado sobre el mismo. Asimismo, con la ayuda de un monitor, se ha medido la tasa de dosis emitida por el vial, a 40 cm del mismo, con la ayuda de una plantilla suministrada por el fabricante, obteniendo 0.328 mSv/h. Durante el traslado del equipo, se ha monitorizado el mismo a una distancia aproximada de 1 m, reduciendo en lo posible la exposición en dicho porte. En la sala de angiografía, se ha vigilado el cumplimiento de las normas básicas de protección radiológica por parte de los trabajadores expuestos. A la conclusión del procedimiento, toda la sala y profesionales expuestos han sido sometidos a un control de contaminación con el monitor adecuado, observando que en todos los casos la lectura del monitor permanece por debajo de los límites establecidos para Y-90 (1100 CPS). Tras determinar un fondo de  $10^{-4}$  mSv/h, se mide el contenedor de residuos en el interior del recipiente acrílico que lo contiene, a la misma distancia de 40 cm (nuevamente con ayuda de la plantilla). Deben realizarse al menos 4 medidas, rotando el recipiente 90° entre cada una de ellas, con el fin de evitar posibles dependencias geométricas. El resultado promedio es  $2 \cdot 10^{-3}$  mSv/h, lo que conduce a un 99.4% de actividad suministrada al paciente.

### **Conclusiones**

El inicio de la técnica de RE hepática mediante esferas de Y-90 en el servicio de medicina nuclear de nuestro centro se ha llevado a cabo satisfactoriamente. La técnica se ve acompañada de una optimización del proceso desde el punto de vista de la protección radiológica, basada en el propio diseño del equipo, y que ha podido ser ratificada tanto con los detectores internos del propio equipo de administración, como con los disponibles en el servicio de radiofísica.

## Estudio de las condiciones de seguridad radiológica en diferentes hospitales de Nepal

KANCHAN, P. A., JHA, L.N.<sup>1</sup>, GALAN MONTENEGRO, P.<sup>2,\*</sup>, HERNÁNDEZ RODRÍGUEZ, R.<sup>2</sup>, MORENO SÁIZ, C.<sup>2</sup>, CASADO VILLALÓN, F.J.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Central Department of Physics, Tribhuvan University, Kirtipur, Nepal.

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital Regional Univ.Carlos Haya. Málaga.

\* Correspondencia –C-e: pedro.galan.sspa@juntadeandalucia.es

**Palabras clave:** dosimetría personal, trabajadores expuestos, encuesta, niveles de riesgo, control de calidad.

### Introducción

La radiología en Nepal se inicia en 1923, pero en la fecha actual no hay ninguna infraestructura en protección radiológica para el control del uso de las radiaciones ionizantes en diferentes áreas. Sólo recientemente Nepal forma parte de la IAEA y esto debería suponer un apoyo y una aceleración en la creación de las condiciones adecuadas.

El propósito de este trabajo es conocer la situación de la protección radiológica en medicina. Debido a la falta de normativa, la vigilancia radiológica o control de calidad, ni siquiera está recomendado, sólo algunas instituciones de forma voluntaria han introducido alguna medida.

Se han realizado medidas para valorar las barreras y las condiciones en los centros de radiología y se ha realizado un cuestionario entre los trabajadores para conocer su interés en materia de protección radiológica.

### Material y métodos

Se han realizado medidas de niveles de radiación en instalaciones de radiodiagnóstico de 33 hospitales en Kathmandú y alrededores, que incluyen 44 equipos de rayos-X, 10 TC, 2 mamógrafos y un equipo de intervencionismo. Las medidas se han llevado a cabo con los siguientes parámetros: 100 o 120 kV, 100 mAs, 2 s y con medio dispersor, utilizándose las cargas de trabajo publicadas en DIN 6812.

Se ha realizado una encuesta a 203 trabajadores de las instalaciones de radiodiagnóstico entre todas las categorías profesionales. El cuestionario consiste en 25 preguntas sobre responsabilidad profesional, formación, dosimetría personal y motivación e interés sobre la seguridad radiológica así como sobre el conocimiento en protección.

### Resultados y discusión

Las medidas de los niveles de radiación y niveles de riesgo garantizan unas condiciones de seguridad radiológica adecuadas en todas las instalaciones, según criterios de protección; en el trabajo se analizan los diferentes valores para cada equipo. De los centros estudiados, dos centros utilizan procesadora manual, seis centros utilizan procesadoras automáticas y 4 centros radiología digital; de entre ellos, en nueve centros se utiliza película “verde” y en tres centros película “azul”.

Del análisis de las condiciones en los diferentes centros, resulta:

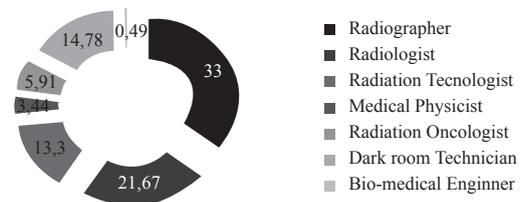
- No existe control automático de exposición en ninguno de los equipos.
- En algunos centros existen puertas no protegidas y ventanas próximas a los tubos de rayos-X.
- En algunos centros las exploraciones son llevadas a cabo por personal no cualificado por falta de dicho personal.
- No existen programas de control de calidad en ningún centro.
- Sólo existe contrato de mantenimiento en algunos centros.
- El 70% de los trabajadores no tienen control dosimétrico, sólo en aquellos centros donde existen instalaciones de radioterapia.

Del cuestionario realizado a los 203 trabajadores, de las diferentes disciplinas, entre las cuestiones, las respuestas más destacadas reflejan que, el 96% es consciente del riesgo de las radiaciones, el 84% conocen el concepto de tasa de exposición y sólo el 53% conocen los límites de dosis de los trabajadores y el 48% los límites de dosis al público. No existe programa de formación en protección radiológica en ningún centro y sólo el 9% reconoce haber recibido alguna formación en protección radiológica.

### Conclusiones

Existe una gran necesidad de normativa en el área del uso médico de las radiaciones ionizantes. No existen programas de control de calidad y sólo algunos contratos de mantenimiento. Se deberían tener en cuenta los criterios de justificación y optimización en este periodo de crecimiento de instalaciones y de nuevos equipos.

De las respuestas dadas por los trabajadores se pueden obtener buenos indicadores sobre la necesidad de un programa de formación en protección radiológica y control de calidad.



## Protección ofrecida por máscaras plomadas en técnicas intervencionistas

PERA CEGARRA, O. \*, ALEJO LUQUE, L., PIFARRÉ MARTÍNEZ, J.

Servicio de Radiofísica del Hospital Universitario Puerta de Hierro (Madrid).

\* Correspondencia –C-e: opera@parcdesalutmar.cat

**Palabras clave:** dosis cristalino, máscara plomada.

### Introducción

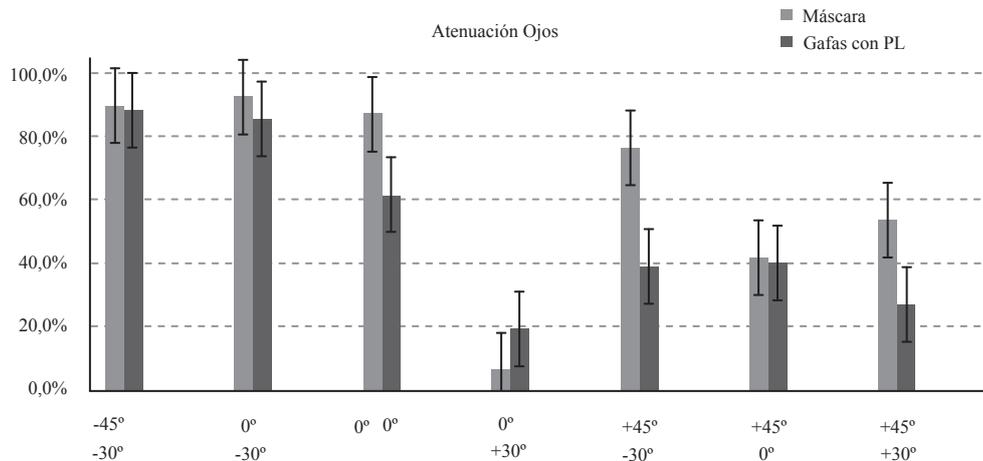
Las elevadas dosis que se imparten en las salas intervencionistas hace indispensable el uso de protectores y blindajes. En este contexto, el uso de las gafas plomadas está ampliamente extendido, no así el de las máscaras plomadas. Nuestro objetivo es estudiar la eficacia de dichas máscaras para posteriormente compararla con la aportada por las gafas plomadas con protección lateral. En concreto se comparará la reducción de la tasa de dosis en cristalino para diferentes posiciones y orientaciones de la cabeza del especialista en intervencionismo.

### Material y métodos

Para la medida de las dosis hemos utilizado dosímetros de termoluminiscencia TLD-100 situados en los ojos de un maniquí antropomórfico Rando. A fin de calcular el porcentaje de reducción de la tasa de dosis producido por la máscara plomada, para cada una de las combinaciones posición/orientación de la cabeza del maniquí, se han realizado irradiaciones con y sin la presencia de ésta como medio de protección ante la radiación dispersa.

### Resultados y discusión

El promedio de los porcentajes de atenuación, junto al margen de error de la medida, obtenidos con la máscara plomada para ambos ojos y para cada combinación posición/orientación se muestra en la tabla adjunta. Se pueden observar también los porcentajes correspondientes a las gafas de protección lateral obtenidos por este mismo equipo en un estudio anterior<sup>1</sup>. Como puede observarse, la máscara plomada presenta un porcentaje de atenuación superior para las combinaciones 0°/0°; +45°/-30° y +45°/+30°.



### Conclusiones

La máscara plomada ha demostrado ofrecer una atenuación de la dosis en el cristalino del especialista superior a las gafas plomadas, que sin embargo gozan de un uso mucho más extendido.

[1] Ruth Rodríguez Romero, Xavier Pifarré Martínez, Julián Ruiz Martín y María Cruz Paredes García. Eficacia de las gafas plomadas en exploraciones de radiología intervencionista. XIV Congreso Nacional de Física Médica. Vigo, 2003.



## Diseño y puesta en marcha de la Unidad de Imagen Molecular para animales grandes del Centro Nacional de Investigaciones Cardiovasculares

---

LÓPEZ, G.<sup>1</sup>, DELGADO ALBERQUILLA, R.<sup>2</sup>, MORENO LÓPEZ, J.<sup>2</sup>, ESCUDERO TORO, R.<sup>2,\*</sup>

<sup>1</sup> Globalpet, Madrid.

<sup>2</sup> Centro Nacional de Investigaciones Cardiovasculares Carlos III, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: rescudero@cnic.es

**Palabras clave:** técnicas de imagen molecular, investigación biomédica, fuentes no encapsuladas.

La imagen molecular es una disciplina emergente en la investigación Biomédica. La visualización y cuantificación de la función de determinados órganos mediante PET/RM/CT está demostrando ser una herramienta de gran relevancia en el estudio de enfermedades humanas. En la actualidad estas técnicas se hallan en un estado de madurez avanzado en el ámbito clínico, mientras que están comenzando a desarrollarse rápidamente en el ámbito de la investigación biomédica (preclínico).

La técnica de imagen molecular más desarrollada actualmente en investigación y más significativa desde el punto de vista de la Protección Radiológica (PR), es el PET combinado con imagen anatómica, principalmente el CT. Para la puesta en marcha de esta técnica (u otras como el SPECT) en centros de investigación biomédica se deben tener en cuenta los requerimientos de PR asociados al manejo de isótopos radiactivos gamma de alta energía (PET) y rayos X (CT) (equipamiento, blindajes, dosimetría, gestión de residuos, tipo de personal que desarrolla las actividades, formación, etc.).

Teniendo en cuenta estos aspectos, el objetivo de este trabajo es describir la implantación y puesta en marcha de la Unidad de Imagen Molecular de animales grandes del Centro Nacional de Investigaciones Cardiovasculares Carlos III (CNIC). A lo largo del trabajo se describen las técnicas de imagen más significativas que se utilizarán con equipos de última generación, así como la futura combinación del PET-RM, su aplicación en investigación en grandes animales y las implicaciones en el diseño de las dependencias, cálculo de blindajes, gestión de fuentes de radiación y de residuos.

Todo ello ha requerido valorar e integrar los requerimientos específicos de un centro de investigación en cuanto a bioseguridad, cuidado de animales grandes (cerdo), estado sanitario de los animales, en un entorno de condiciones de PR altamente exigente. En la realización de este trabajo han participado profesionales del ámbito de la PR y de técnicas de imagen molecular pertenecientes a centros de investigación biomédica de gran prestigio a nivel nacional e internacional y a la empresa privada.

## Revisión estadística de las dosis superficiales, en el periodo 1995 - 2010, medidas mediante distintos tipos de dosímetros TLD

PASTOR ANTOLÍN, S.\* , MUÑOZ BLASCO, J., LLANSANA ARNALOT, J., GULTRESA COLOMER, J.

Centro de dosimetría, s.l., Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: silvia.pastor@dosimetria.com

**Palabras clave:** extremidades, Hp (0,07), sobredelantal.

### Introducción

Se ha analizado la evolución del número de controles especiales en el periodo 1985 a 2010 y la evolución de las dosis en el periodo 1995 a 2010. Se comparan las dosis globales de extremidades respecto a las de cuerpo entero en los casos en que los usuarios utilizan ambos tipos de control en la misma instalación.

### Material y métodos

Lectores de termoluminiscencia automáticos marca RADOS modelos DOSACUS y RE2000, detectores de termoluminiscencia de LiF: Mg,Ti (3.2x3.2x0.9), tipo TLD-100, marca HARSAW, portadosímetros de anillo marca RADOS y portadosímetros de cuerpo entero (CE), muñeca (MU) y sobredelantal (SD) modelo compatible con RADOS. Tabla de las fuentes de radiación e isótopos con los que trabaja cada instalación.

### Resultados y discusión

#### Evolución del número de controles

El número de controles de anillo y muñeca ha ido aumentando, desde unas pocas decenas en 1985 hasta superar los 700 controles de cada tipo en la actualidad. El 70% de usuarios de dosímetros de anillo y el 87% de dosímetros de muñeca, proceden del ámbito sanitario, instalaciones dedicadas a medicina nuclear y radiofarmacia, radioterapia y radiodiagnóstico, el resto se distribuye entre instalaciones industriales (servicios de asistencia técnica) y de investigación. Los dosímetros de sobredelantal, se utilizan desde 2005 y exclusivamente en el sector sanitario, contando actualmente con 100 controles.

#### Evolución de la dosis media

Se han analizado 12000 controles, y más de 140.000 dosis asignadas, de dosímetros de extremidades, desde 1995 hasta el 2010. Para cada tipo de control se estudian los porcentajes de dosis medias mensuales que superan 1 y 2 mSv.

En el caso de los controles de anillo, el 40% de las dosis medias, desde 2002, son superiores a 1 mSv y un 30 % superiores a 2mSv. Ésta dosis media mensual en las instalaciones que utilizan  $\beta$ , supera el 34%, frente al 22% del resto de centros. En el caso de los controles de muñeca, el 20% de las dosis medias desde el año 2000 superan 1mSv y el 12% superan los 2 mSv, dichos porcentajes aumentan en las instalaciones que utilizan  $\beta$ .

#### Relación entre Hp(0.07) de los distintos controles dosimétricos en la misma instalación

Comparamos la dosis global desde 1995 hasta la actualidad de los usuarios que combinan el uso del dosímetro de cuerpo entero con dosímetros de extremidades. En la Tabla adjunta se muestran los resultados obtenidos.

**Ext:** Total controles de extremidades.

**CE:** Controles de cuerpo entero.

**Hp(0.07)<sub>CE=0</sub>:** Media global de dosis del control de extremidad cuyo CE registra dosis nulas.

**Hp(0.07)<sub>CE≠0</sub>:** Media global de dosis del control de extremidad cuyo CE registra dosis NO nulas.

$$F_{CE/EXT} = (Hp(0.07)_{CE \neq 0}) / (Hp(0.07)_{EXT \neq 0})$$

Ext	$\beta X \gamma$	CE	Hp(0.07) <sub>CE=0</sub>	Hp(0.07) <sub>CE≠0</sub>	F <sub>CE/EXT</sub>
Anillo 3288	Total	2154	0,7	4,3	43,7
	$\beta$	1577	0,6	4,7	49,0
	$\gamma$	577	0,8	3,0	20,8
Muñeca 5897	Total	4763	0,1	1,6	13,4
	$\beta$	1535	0,1	1,4	7,8
	$\gamma$	3228	0,2	1,7	17,8
Sobre delantal 270	Total	267	0,2	2,2	11,5
	$\beta$	1	---	0,6	1,4
	$\gamma$	266	0,2	2,2	11,6

### Conclusiones

La razón de controles de muñeca respecto a controles de anillo ha de sido 3 (en 1995), 6 (en 2000) y 1 (en 2010).

La relación entre la dosis asignada Hp(0,07) entre el dosímetro de anillo y el de cuerpo entero, cuando ambas dosis son significativas, es del orden de 50 veces para las instalaciones que utilizan  $\beta$  y 20 veces para las que usan RX- $\gamma$ .

Únicamente a un 5% de controles dosimétricos de CE se ha asignado Hp(0,07)= 0 con Hp(0,07) >0 en el control de extremidades.

La relación entre las dosis Hp(0,07) asignadas por el control de anillo respecto a la dosis asignada por el control de muñeca para un mismo usuario ha sido del orden de 3 veces superior.

El sistema de refinamiento de cálculo basado en el registro de isótopos utilizados en cada instalación y la consulta de isótopos utilizados en caso de dosis inicialmente calculadas superiores a 5 mSv ha permitido refinar 129 dosis mensuales (10%).



## Base de datos para gestionar la dosimetría personal del Hospital Universitario de La Ribera

MELCHOR, M.\* , MARTÍNEZ, D., ASENSIO, M., CANDELA, F., CÁMARA, A.

Hospital Universitario de La Ribera, Alzira.

\* Correspondencia – C-e: mmelchor@hospital-ribera.com

**Palabras clave:** dosimetría personal, base de datos, informe.

### Introducción

Para la gestión dosimétrica del personal profesionalmente expuesto, se requieren datos del uso y devolución de dosímetros. Estos no siempre pueden obtenerse en el sitio web del centro lector (en nuestro caso el Centro Nacional de Dosimetría, CND), especialmente los relacionados con los dosímetros rotatorios. Además, el hecho de que estos datos estén en formato pdf complica su análisis.

Buscando resolver estas limitaciones, en el Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica hemos diseñado e implementado una base de datos para la gestión dosimétrica del personal del Hospital y los Centros de Salud del Área. Los objetivos concretos eran importar fácilmente los datos dosimétricos del CND, consultar de modo sencillo los historiales dosimétricos, permitir gestionar los dosímetros rotatorios, y además, obtener informes de diferentes periodos de tiempo para conocer los datos de devoluciones por usuarios, servicios, etc.

### Material y métodos

#### Material

Access, Excel y macros en VBA.

#### Métodos

Se ha desarrollado una base de datos en la que, tras la llegada de los dosímetros desde el centro lector (CND) se procede a registrar su entrada correspondiente al mes. Las posibles categorías para este registro son (indicadas entre comillas):

- Antes de depositarlos para el cambio por los usuarios:
  - “llegó”, si llega del centro lector o ya estaba en el Servicio (por no haberlo cambiado el mes anterior), lo que nos permite detectar algún extravío (no imputable por tanto al usuario).
- Después del periodo de cambio:
  - si “recoge” el usuario el dosímetro a usar el mes entrante,
  - si “devuelve” el del mes anterior, para su envío y lectura al CND
  - si hay alguna incidencia como “baja” o “pérdida”.
- Si no llega ni estaba ya en el servicio de Radiofísica y Protección Radiológica (donde se custodian los dosímetros que no se cambian en el período establecido), en teoría el usuario tiene los dos dosímetros, por lo que se tomarán medidas al respecto.

Todo el proceso se realiza a través de diálogos, lo que facilita la tarea.

Sobre esta base se han implementado consultas que emiten informes en Excel, y que permiten saber el estado de los cambios de dosímetros en el momento de la consulta. Entre ellas se encuentran: Gráficos dinámicos con información de la devolución de dosímetros (en función de categoría profesional del personal, centro sanitario, servicio, tipo de dosímetro, fecha, etc.), historiales dosimétricos de los dosímetros nominales y de los rotatorios, relación de los dosímetros de área con su ubicación, informe de las normas de uso del dosímetro, y un informe que firma el usuario a la entrega del dosímetro, generado por la base a partir de los datos del usuario y del dosímetro.

La primera vez que se le asigna un dosímetro a un usuario se deben rellenar todos los datos. De ahí en adelante sólo es necesario introducir el DNI y comprobar el centro de salud, servicio y categoría profesional para la que se le da el dosímetro.

### Resultados y discusión

Se ha desarrollado una base de datos Access que, partiendo de los listados de usuarios y los informes mensuales de lecturas dosimétricas, permite al Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica obtener la información necesaria para la gestión dosimétrica.

La ventaja principal es que, una vez introducidos los datos, se obtienen todos los informes necesarios de manera inmediata, siendo prácticamente nulo el tiempo a emplear.

La base también agiliza mucho la gestión de los dosímetros rotatorios, ya que guarda los datos de todos los meses en diferentes tablas (para cada mes y cada dosímetro se almacena quién lo lleva, en qué servicio, en qué centro, y su clasificación radiológica (A o B).

Recientemente se ha añadido un módulo que gestiona los documentos aportados por los usuarios (licencias, DNI, acreditaciones...), que generalmente son escaneados a su entrega. De este modo dentro de la misma base hay un archivo de documentación del personal profesionalmente expuesto, existiendo además funciones para listar qué datos hay de cada uno.

### Conclusiones

La base de datos permite ganar mucho tiempo tanto en la elaboración, con un formato estandarizado, de informes de gestión de la institución (pérdidas, devoluciones, bajas), como en el procesado y análisis de los datos en el modo en que sean necesarios. También facilita la gestión de documentos de los usuarios y permite que haya copias de seguridad de la documentación.

## **Análisis mediante el método de Monte Carlo de las dosis alrededor de la piscina de almacenamiento de las barras de control irradiadas en un reactor BWR**

RÓDENAS, J.\*, GALLARDO, S.

Departamento de Ingeniería Química y Nuclear Universidad Politécnica de Valencia.

\* Correspondencia – C-e: jrodenas@iqn.upv.es

**Palabras clave:** barras de control, BWR, Monte Carlo, reducción de dosis.

### **Introducción**

Las barras de control de un reactor de agua en ebullición (BWR) están sometidas a un flujo neutrónico y por tanto, resultan activadas durante su permanencia en el núcleo del reactor. La activación se produce especialmente en los componentes del acero inoxidable y en las impurezas. La actividad generada da lugar a una dosis alrededor de la barra, sin importancia mientras está en el reactor, pero que debe tenerse en cuenta cuando se extrae del mismo. Las barras extraídas se almacenan en colgadores situados en las piscinas de almacenamiento del combustible irradiado de la central. Cada colgador aloja 12 barras de control y se dispone de modo que haya al menos tres metros de agua por encima de los cabezales de las barras de control. La dosis potencialmente recibida por los trabajadores profesionalmente expuestos que se encuentren en las inmediaciones de la piscina de almacenamiento debe calcularse para asegurar la adecuada protección de los mismos. Esta dosis puede disminuirse de modo importante si se cambia la disposición de las barras en los colgadores.

### **Material y métodos**

Se ha simulado con el programa MCNP5, basado en el método de Monte Carlo (MC) la activación de una barra de control en el interior del reactor. MCNP5 permite determinar la tasa de reacciones por cada neutrón emitido por la fuente. Para ello, se ha simulado una fuente volumétrica de neutrones rodeando una típica barra de control BWR. El espectro neutrónico utilizado en los cálculos está basado en el valor medio del flujo neutrónico en el núcleo, modificado por una probabilidad para tener en cuenta la historia de la barra de control. El flujo se ha obtenido mediante el programa CASMO para un elemento combustible GE14 con un quemado de 20 GWd/t, un 40% de fracción de huecos y en condiciones de “no controlado”. Se ha simulado con detalle la barra de control incluido el cabezal y el soporte de acero inoxidable, el material absorbente de carburo de boro y los tubos de acero, reproduciendo fielmente las características geométricas de cada componente. En los cálculos se ha hecho uso de la biblioteca de secciones eficaces Evaluated Nuclear Data File (ENDF-VII), ampliamente utilizada y validada por los usuarios de Monte Carlo. Las reacciones de activación consideradas en este trabajo son las siguientes: N14 (n, p) C14; Fe54 (n, p) Mn54; Co59 (n,  $\gamma$ ) Co60; Zn64 (n,  $\gamma$ ) Zn65; Ag109 (n,  $\gamma$ ) Ag110m; Al27 (n,  $\gamma$ ) Al28; Fe54 (n,  $\gamma$ ) Fe55; Ni60 (n, p) Co60; Mo92 (n,  $\gamma$ ) Mo93; Eu151 (n,  $\gamma$ ) Eu152; Cl35 (n, p) Cl36; Ni58 (n,  $\alpha$ ) Fe55; Cu63 (n,  $\alpha$ ) Co60; Nb93 (n,  $\gamma$ ) Nb94; Eu153 (n,  $\gamma$ ) Eu154; Cl37 (n, 2n) Cl36; Ni58 (n,  $\gamma$ ) Ni59; Ni62 (n,  $\gamma$ ) Ni63; Ag107 (n,  $\gamma$ ) Ag108m; Hf177 (n,  $\gamma$ ) Hf178; Ti46 (n, p) Sc46. Una vez calculada la actividad, se ha modelado la piscina de almacenamiento para calcular la dosis recibida en los alrededores de la misma a causa de las barras de control allí almacenadas. La principal dificultad de este modelo es lograr que alcancen la superficie libre del agua un número suficiente de fotones para que la estadística de la simulación sea aceptable. Para ello, se divide el volumen de agua en capas de importancia creciente, con lo que se aumenta el número de partículas simuladas, si bien se reduce el peso de las mismas.

### **Resultados y discusión**

Los modelos MC desarrollados para la activación de las barras en el reactor y para la piscina de almacenamiento fueron validados en anteriores trabajos mediante la medida de la dosis en el interior de la piscina de almacenamiento. Los productos de activación generados que tienen mayor actividad y, en consecuencia, contribuyen en mayor medida a la dosis producida son Mn-54 y Co-60. La zona de la barra que presenta una mayor activación es el cabezal, lo cual es lógico por estar siempre introducido en el núcleo del reactor, lo que no ocurre para la barra propiamente dicha. Con el modelo de piscina se han obtenido las curvas isodosis alrededor de la misma y a un metro por encima de su superficie libre, posición para la que se obtiene el valor máximo de la tasa de dosis, 50  $\mu$ Sv/h. No obstante, si se invierte la colocación de las barras en los colgadores, situando el cabezal en la posición más profunda, la dosis desciende hasta 0,0161  $\mu$ Sv/h, es decir, se consigue una reducción del orden de 3000.

### **Conclusiones**

Con los modelos MC desarrollados se ha constatado que la parte estructural de la barra de control que experimenta una mayor activación es el cabezal. Los radionucleidos con máxima actividad y por tanto, mayor contribución a la dosis son Co-60 y Mn-54. Las curvas isodosis obtenidas alrededor de la piscina de almacenamiento muestran un valor máximo de la dosis, no despreciable, a un metro sobre la superficie de la piscina, donde puede haber operadores en una plataforma para el manejo de barras y elementos combustibles u otras operaciones. Esta dosis puede dividirse hasta un factor de 3000 si se invierte la posición de las barras de control en los colgadores, aumentando el blindaje de agua para la parte más activa, que es el cabezal.



## **Dependencia espacial y origen de la dosis ambiental debida a procesos de activación neutrónica en aceleradores lineales**

---

RUÍZ EGEA, E.\*, SÁNCHEZ CARRASCAL, M., TORRES POZAS, S., DE LA MONJA REY, P., PÉREZ MOLINA, J.L., MADAN RODRÍGUEZ, C., LUQUE JAPÓN, L., MORERA MOLINA, A., HERNÁNDEZ PÉREZ, A., BARQUERO BRAVO, Y., MARENGO PEDAGNA, I., OLIVA GORDILLO, M<sup>a</sup>.C., MARTÍN OLIVA, R.

HUGC Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria.

\* Correspondencia – C-e: eruiege@gobiernodecanarias.org, mijel.san@gmail.com

**Palabras clave:** dosis residual, cabezal, acelerador lineal, radiación, neutrones, fotones, bunker, dependencia espacial.

### **Introducción**

Con objeto de tratar de determinar la dosis secundaria en el búnker de un Acelerador Lineal de uso clínico intentamos medir la dependencia espacial de la misma desde el isocentro hasta la puerta de acceso a la Sala intentando establecer el origen de la misma. Para ello realizamos medidas de dosis con una cámara de ionización en diferentes ubicaciones dentro del búnker tras una irradiación de 400 Unidades de Monitor verificando la tasa de dosis cada minuto durante una hora, y acumulando la dosis recibida durante ese periodo de tiempo.

### **Material y métodos**

El experimento ha sido realizado en un búnker del Servicio de Oncología Radioterápica del Hospital Dr. Negrín, en Las Palmas de Gran Canaria, siendo la unidad de irradiación un Acelerador Lineal CLINAC 2100 C/D de la casa Varian Oncology Systems, trabajando en modo fotones con una energía de 18 MV. Para la medida de la dosis disponemos de una cámara de ionización “Fluke 451P” y el procedimiento de medida ha consistido en realizar una irradiación de un maniquí equivalente a agua con 400 UM, y a una tasa de 500 UM/min. Tras el cese de la irradiación se ha procedido a medir la tasa de dosis cada minuto durante una hora en diferentes posiciones dentro de la Sala de Tratamiento. Los puntos de medida se han situado en el isocentro de la unidad, a 1 metro del mismo, a 2 metros, en el inicio del laberinto del búnker, en el punto medio del mismo, y al final , junto a la puerta de acceso.

### **Resultados y discusión**

Como se puede observar al representar en escala semilogarítmica la tasa de dosis, el periodo de semidesintegración es menor en las cercanías del cabezal de la unidad que al ir alejándonos de éste, aunque observamos una nueva disminución del mismo en el último punto de medida (junto a la puerta).

Asimismo se observa la gran disminución de la dosis medida al alejarnos del isocentro, volviendo a elevarse perceptiblemente al acercarnos a la puerta del búnker.

### **Conclusiones**

Los resultados obtenidos son compatibles con el origen fotonuclear de la dosis en las zonas de gran intensidad de radiación (haz primario), si bien al aproximarnos a la puerta del búnker se produce el mismo fenómeno debido a los materiales utilizados para la termalización de los neutrones generados en la irradiación.

Éste es también el caso para la dosis total, observándose una subida de la misma junto a la puerta, contrariamente a lo que se esperaría por la mayor distancia al foco primario.

## **Evolución temporal de la Dosis ambiental remanente en un búnker de irradiación clínica tras el cese de la irradiación**

---

RUÍZ EGEA, E.\*, SÁNCHEZ CARRASCAL, M., TORRES POZAS, S., DE LA MONJA REY, P., PÉREZ MOLINA, J.L., MADAN RODRÍGUEZ, C., LUQUE JAPÓN, L., MORERA MOLINA, A., HERNÁNDEZ PÉREZ, A., BARQUERO BRAVO, Y., MARENGO PEDAGNA, I., OLIVA GORDILLO, M<sup>a</sup>.C., MARTÍN OLIVA, R.

HUGC Dr. Negrín, Las Palmas de Gran Canaria.

\* Correspondencia – C-e: eruiege@gobiernodecanarias.org, mijel.san@gmail.com

**Palabras clave:** dosis residual, cabezal, acelerador lineal, radiación, neutrones, fotones, búnker, dependencia.

### **Introducción**

En el presente trabajo tratamos de cuantificar la dosis emitida por los diferentes procesos radiactivos que tienen lugar en el cabezal de un acelerador lineal de uso clínico, así como en el paciente que es irradiado, o las paredes del búnker, convertidas en focos terciarios de radiación tratando de establecer el origen de la misma en diferentes puntos del búnker.

### **Material y métodos**

Para la determinación de la dosis en los diferentes puntos de medida se ha utilizado una Fluke 451P, con la que se ha realizado una serie de mediciones del nivel de radiación en 5 diferentes situaciones experimentales:

3. En el isocentro del Acelerador Lineal liberando 400 Unidades de Monitor con los colimadores cerrados.
4. En la misma posición, pero realizando la irradiación con los colimadores abiertos a un tamaño de 15x15 cm.
5. Repitiendo esta irradiación sobre un maniquí, y midiendo la dosis emitida por éste tras su extracción de la Sala de Irradiación.
6. Repitiendo la medida, pero esta vez manteniendo el maniquí en la Sala, y colocando el detector en el isocentro de la unidad.
7. Repitiendo de nuevo la irradiación, y midiendo en el pasillo de acceso a la Sala.

En dichas mediciones se ha verificado la tasa de dosis cada minuto durante 1 hora con objeto de evaluar la evolución de la vida media de los isótopos generados en los diferentes lugares en estudio.

### **Resultados y discusión**

Al representar en escala semilogarítmica la dependencia temporal de la tasa de dosis ambiental tras el cese de la irradiación se observa la diferencia en el periodo de semidesintegración en cada caso, observándose que éste es menor al medirlo en el isocentro de la unidad que al alejarnos de éste. En cuanto la dosis total acumulada se observa que es mucho más alta en el primer caso, y además que la dosis total del caso 4 (Dosis en el isocentro teniendo en cuenta la emitida por el cabezal, el maniquí y el búnker en general) es compatible con la suma de las recibidas en el isocentro sin maniquí, con la recibida teniendo como único responsable el maniquí (midiendo fuera de la Sala), y que la contribución mayoritaria es la debida al cabezal, constatando la pequeña activación del maniquí en este caso.

### **Conclusiones**

En base al análisis anterior podemos observar la diferencia en la tasa de dosis en los diferentes escenarios estudiados, confirmando que la mayor dosis ambiental se produce en los alrededores del sistema de colimación, verificando una activación mínima del paciente, y del búnker en general. Además se observa también que el periodo de semidesintegración de los núcleos activados es menor en las situaciones de medida próximas al sistema de colimación, lo cual (teniendo en cuenta lo postulado por Fischer et al. en su trabajo “Activation Processes in a Medical Linear Accelerator and Spatial Distribution of Activation Products”, publicado Phys. Med. Biol. 51 N451 (año 2006) implica que el efecto fotonuclear es el responsable mayoritario de la dosis ambiental remanente en el búnker tras cada irradiación.



## Intercomparaciones EURADOS para dosímetros personales (2008-2010): resultados y conclusiones

ROMERO, A.M.<sup>1,\*</sup>, GRIMBERGEN, T.<sup>2</sup>, FIGEL, M.<sup>3</sup>, STADTMANN, H.<sup>4</sup>, Mc WHAN, A.<sup>5</sup>, FANTUZZI, E.<sup>6</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Dosimetría Externa, Ciemat, Madrid.

<sup>2</sup> Radiation and Environment, NRG, Holanda.

<sup>3</sup> Helmholtz-Zentrum Munchen, Alemania.

<sup>4</sup> Dosimetry, Seibersdorf Labor GmbH, Austria.

<sup>5</sup> Babcock International Group, Reino Unido.

<sup>6</sup> ENEA, Italia.

\* Correspondencia – C-e: ana.romero@ciemat.es

**Palabras clave:** intercomparación, dosimetría personal, dosímetro.

### Introducción

El European Radiation Dosimetry Group (EURADOS) comenzó en 2008 un programa autofinanciado de organización periódica de intercomparaciones en el ámbito de la dosimetría personal externa. Este programa fue desarrollado con la intención de permitir a los servicios de dosimetría personal europeos comprobar su funcionamiento, comparar sus resultados con los del resto de servicios y mostrar su competencia ante organismos reguladores o de acreditación. De esta forma, EURADOS presta un servicio necesario para el conjunto de servicios de dosimetría europeos y contribuye a la armonización de la dosimetría personal en Europa.

En este trabajo se presentan el programa de intercomparaciones organizadas por Eurados y los detalles, resultados y conclusiones de las intercomparaciones realizadas hasta la fecha.

### Material y métodos

El programa de intercomparaciones fue establecido teniendo en cuenta los requisitos de la norma ISO-14146 en términos de la magnitud comparada, las calidades y ángulos de irradiación, el rango de dosis, el número de dosímetros irradiados y de fondo, etc. El Consejo de EURADOS designa un grupo organizador (GO) para cada intercomparación, uno de cuyos miembros actúa como coordinador. El GO decide el alcance de cada campaña, define el plan de irradiación –calidades de radiación y rango de dosis–, contrata al laboratorio de irradiación –acreditado, siempre que sea posible–, ejecuta la intercomparación, analiza los resultados de los participantes y prepara los Certificados de Participación individuales. Todos los datos son tratados de forma estrictamente confidencial por EURADOS y el GO utiliza para el análisis de resultados un código de identificación de los participantes que tan sólo es conocido por el coordinador. Finalmente, se organiza una Reunión de Participantes, durante la Reunión Anual de Eurados, en el que se presentan y discuten los resultados globales de la intercomparación y se entregan los Certificados de Participación.

Siguiendo este programa, se han organizado ya tres intercomparaciones: dos en 2008 y 2010 para dosímetros corporales, y una en 2009 para dosímetros de extremidades.

### Resultados y discusión

Más de 50 servicios de dosimetría personal europeos han participado en cada una de las tres campañas realizadas.

Durante la Intercomparación 2008, se irradiaron 20 dosímetros corporales por cada participante con calidades fotónicas y valores de Hp(10) y Hp(0,07) elegidos de forma que se pudiera obtener información sobre la linealidad, reproducibilidad, dependencia energética y angular, y capacidad de medida en campos mixtos de cada sistema dosimétrico intercomparado. Los participantes enviaron un 74% de dosímetros termoluminiscentes, un 16% de películas fotográficas y un 10% de dosímetros de otros tipos: OSL, APD, RPL. Los resultados mostraron un buen funcionamiento en general de los servicios de dosimetría europeos con tan solo un 7% de resultados fuera de las curvas trompeta. Los dosímetros de película presentaron las mayores desviaciones.

En la intercomparación 2009, se irradiaron 22 dosímetros de extremidades por cada participante con calidades fotónicas y beta y valores de Hp(0,07) elegidos para comprobar la linealidad, reproducibilidad y dependencia energética y angular de los sistemas dosimétricos participantes. Se recibieron dosímetros de anillo (78%), de yema de dedo (7%) y de muñeca/tobillo (15%), diseñados para medir fotones (35,6%), fotones y beta (62,7%), o solo radiación beta (1,7%). Los resultados mostraron que la dosimetría de extremidades en Europa puede ser mejorada ya que tan sólo un 52% de los servicios pasaron los criterios de las curvas trompeta. Los dosímetros presentaron las máximas desviaciones para la calidad <sup>85</sup>Kr, con un 50% de resultados con valores de la respuesta inferiores a 0,66.

La intercomparación 2010 está actualmente en curso. Se han irradiado 20 dosímetros corporales por participante con calidades fotónicas. Los resultados se harán públicos en la próxima Reunión Anual de EURADOS que se celebrará en el mes de febrero en Praga y serán presentados en este trabajo.

### Conclusiones

El alto número de participantes en todas las campañas, confirma que las intercomparaciones internacionales organizadas por EURADOS son necesarias y útiles para los servicios de dosimetría europeos. Permiten a los participantes comprobar la calidad de sus sistemas dosimétricos, comparar sus resultados con los de otros participantes y establecer planes de mejora en caso necesario. Los resultados globales ofrecen una visión general de la dosimetría personal en Europa y contribuyen a la armonización en el desempeño de esta actividad.

## Recomendaciones para la mejora de la protección radiológica del personal sanitario derivadas del proyecto europeo ORAMED

GINJAUME, M.<sup>1,\*</sup>, ORTEGA, X.<sup>1</sup>, CARNICER, A.<sup>1</sup>, DUCH, M.A.<sup>1</sup>, CARINOU, E.<sup>2</sup>, GUALDRINI, G.<sup>3</sup>, CLAIRAND, I.<sup>4</sup>, SANS MERCE, M.<sup>5</sup>, VANHAVERE, F.<sup>6</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Técnicas Energéticas - Universidad Politécnica de Cataluña (UPC), España.

<sup>2</sup> Greek Atomic Energy Commission (GAEC), Grecia.

<sup>3</sup> Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire (IRSN), Francia.

<sup>4</sup> Radiation Protection Unit – Ente per le Nuove tecnologie, l'Energia e l'Ambiente (ENEA), Italia.

<sup>5</sup> University Hospital Center Vaudois (UPC), Suiza.

<sup>6</sup> Belgian Nuclear Research Centre (SCK•CEN), Bélgica.

\* Correspondencia – C-e: merce.ginjaume@upc.edu

**Palabras clave:** medicina nuclear, radiología intervencionista, dosimetría ocupacional.

### Introducción

En febrero de 2011 finalizó el proyecto del 7º Programa marco de la CE, ORAMED, cuya finalidad principal era proponer mejoras en la protección radiológica del personal sanitario que participa en procedimientos de radiología y cardiología intervencionista o en la preparación y administración de radiofármacos en medicina nuclear. La participación española en el proyecto ha estado liderada por el Instituto de Técnicas Energéticas de la Universidad Politécnica de Cataluña con la colaboración de cuatro centros sanitarios.

El proyecto se ha estructurado en cuatro campos temáticos correspondientes, respectivamente, a la estimación de las dosis recibidas en radiología intervencionista y en medicina nuclear, al desarrollo y optimización de sistemas de medida de dosis en cristalino y a la caracterización de sistemas de lectura directa para la estimación de la dosis en campos de radiación pulsada de baja energía. Los resultados principales del proyecto se presentaron en el seminario internacional ORAMED 2011, celebrado en Barcelona del 20 al 22 de enero de 2011, y se resumen en este trabajo.

### Material y métodos

En radiología y cardiología intervencionista se ha determinado la dosis en extremidades y cristalino para 8 tipos de intervenciones en 34 hospitales de 6 países europeos, con un total de más de 1300 medidas. Las medidas experimentales se han completado con un extenso estudio mediante técnicas de simulación Monte Carlo.

En medicina nuclear, se ha determinado la distribución de la dosis equivalente en las manos del personal encargado de la preparación y administración de radiofármacos marcados con <sup>99m</sup>Tc, <sup>18</sup>F y <sup>90</sup>Y. Han participado 34 hospitales de 7 países europeos y se han efectuado más de 3000 medidas dosimétricas. La simulación Monte Carlo ha permitido analizar la influencia de los distintos blindajes y de la posición relativa de las manos respecto a las fuentes radiactivas.

### Resultados y recomendaciones

Los datos recopilados en las campañas de medidas experimentales han puesto de manifiesto rangos muy amplios de dosis y han permitido identificar situaciones que pueden conllevar niveles de exposición a la radiación elevados.

De manera general, se constata la necesidad de implementar el control dosimétrico de las extremidades en diversas prácticas, así como el control de la dosis en cristalino para algunos procedimientos de radiología intervencionista.

Se recomienda el uso de dosímetros de anillo respecto a dosímetros de muñeca, en particular en medicina nuclear. En este ámbito, se han determinado factores de corrección que permiten estimar las dosis máximas en piel a partir de las lecturas dosimétricas de los dosímetros de anillos.

En radiología intervencionista, se ha puesto de manifiesto la efectividad de los distintos sistemas de protección en la reducción de la dosis. Sin embargo, se ha constatado que en un 20% de las exploraciones analizadas no se utilizaba ningún tipo de blindaje asociado al equipo de rayos X y que únicamente una fracción del personal, del orden del 30%, usaba gafas plomadas. En medicina nuclear se ha demostrado la importancia del uso de blindajes en viales y jeringas, y se ha determinado mediante la simulación la influencia de su uso en la adecuada protección del personal.

Así mismo el estudio ha desarrollado una metodología para verificar la utilidad de los dosímetros personales de lectura directa en la mejora de la protección de los trabajadores en radiología intervencionista y en su percepción del riesgo.

### Conclusiones

La base de datos experimentales y de simulación Monte Carlo obtenida en el marco del proyecto ORAMED constituye la más completa información disponible en este momento sobre las dosis en extremidades y cristalino del personal sanitario y la influencia de los sistemas de protección en las mismas.

Los resultados de la simulación Monte Carlo han resaltado la importancia de una adecuada formación en el uso de los sistemas de protección y permiten cuantificar su eficacia en función de sus características y modo de utilización.

A partir del análisis de los resultados, se han propuesto pautas de trabajo que permiten reducir las dosis de estos trabajadores y recomendaciones en el uso de los sistemas de protección y del control dosimétrico.



## Participación del servicio de dosimetría del CIEMAT en las intercomparaciones EURADOS 2008-2010 para dosímetros personales

RODRIGUEZ JIMENEZ, R.\* , ROMERO GUTIERREZ, A.M<sup>a</sup>., LÓPEZ MOYANO, J.L.

Servicio de Dosimetría de Radiaciones, CIEMAT. Madrid.

\* Correspondencia – C-e: rafael.rodriguez@ciemat.es

**Palabras clave:** vigilancia individual, dosimetría personal, dosímetros termoluminiscentes.

### Introducción

La vigilancia individual de trabajadores expuestos a radiaciones ionizantes requiere la utilización de dosímetros personales. EURADOS (European Radiation Dosimetry Group) ha organizado recientemente tres ejercicios de intercomparación de Servicios de Dosimetría Personal Externa (SDPE): dos para dosímetros corporales en los años 2008 y 2010 y uno para dosímetros de extremidades en el año 2009. El trabajo muestra y analiza los resultados obtenidos por la participación del SDPE del Ciemat en los tres ejercicios.

### Material y métodos

El Servicio de Dosimetría del Ciemat (DPE) emplea dosímetros personales termoluminiscentes (DTL) fabricados por Panasonic, modelos UD-802 (dosímetros corporales de cuatro elementos) y UD-807 (dosímetros de anillo de un solo elemento). La lectura de los DTL se efectúa con lectores Panasonic, modelos UD-710 y UD-716.

Más allá del interés por verificar el adecuado funcionamiento de los DTL empleados, la participación en intercomparaciones es un requisito necesario para la acreditación de los laboratorios, de acuerdo con la norma ISO/EIC 17025[1], proceso en el cual se encuentra actualmente inmerso el DPE del Ciemat.

Las irradiaciones que facilitó EURADOS fueron realizadas con fotones y radiación beta en términos de las magnitudes dosis equivalente personal Hp(10) y Hp(0.07).

### Resultados y discusión

La evaluación de los DTL corporales emplea una nueva rama desarrollada por el SDPE del Ciemat para fotones en el algoritmo de cálculo de dosis de Panasonic[2].

Los DTL de anillo contaban con un ensayo preliminar que caracteriza su respuesta energética[3], cuyo resultado determinaba la calidad de radiación más adecuada para su calibración.

Los resultados obtenidos por el SDPE del Ciemat respecto a los valores de referencia proporcionados por EURADOS, se analizaron mediante los criterios de tolerancia recomendados en las normas:

- a) ISO 14146:2000[4], basados en las curvas trompeta, y
- b) ANSI 13.11 (2001)[5], basados en la exactitud y la precisión.

Los dosímetros corporales del SDPE del Ciemat han cumplido los criterios analizados para todas las calidades de radiación analizadas. Los dosímetros de anillo cumplieron los criterios para las calidades de radiación fotónica y beta de alta energía, pero no así para la radiación beta de baja energía del <sup>85</sup>Kr.

### Conclusiones

Los ejercicios EURADOS en los que ha participado el SDPE del Ciemat con DTL corporales y de extremidades han permitido verificar:

- a) La evaluación de dosis debidas a radiación beta y fotónica,
- b) La implementación que se ha hecho de la rama de fotones en el algoritmo de Panasonic y
- c) La idoneidad de la calidad de la radiación empleada en la calibración de los DTL de anillo.

### Referencias

- [1] 2005. "General requirements for the competence of testing and calibration laboratories". *ISO/IEC Standard 17025*.
- [2] Romero, A.M., et al. 2004. "A new photon Branch in the Standard Panasonic UD-802 Dose Algorithm at the Ciemat EDS". *Proceedings of the 11th IRPA-11*.
- [3] Romero, A.M. et al. 2007. "Estudio de la respuesta energética de dosímetros personales de anillo basados en Li2B4O7:Cu". *Radioprotección, n° 53, Vol. XIV, 178-181*.
- [4] 2000. "Criteria and performance limits for the periodic evaluation of processors of personal dosimeters for X and gamma radiation". *ISO 17146*.
- [5] 2001. "Personnel Dosimetry Performance - Criteria for Testing". *ANSI 13:11*.

## Medida de tasa de dosis debido a la activación del cabezal de un acelerador lineal utilizado en radioterapia

GARCÍA RUIZ-ZORRILLA, J.<sup>1,\*</sup>, MIÑAMBRES MORO, A.<sup>1</sup>, FERNÁNDEZ LETÓN, P.<sup>1</sup>, MARTÍNEZ GÓMEZ, L.C.<sup>2</sup>, GILARRANZ MORENO, R.<sup>2</sup>, CASTRO NOVAIS, J.<sup>3</sup>, ZUCCA APARICIO, D.<sup>1</sup>, PÉREZ MORENO, J.M.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica –Hospital Universitario Madrid Sanchinarro– Madrid.

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica –Hospital Universitario 12 de Octubre– Madrid.

<sup>3</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica –Hospital Universitario Quirón– Madrid.

\* Correspondencia – C-e: juangarcia@hospitaldemadrid.com

**Palabras clave:** activación, tasa de dosis, acelerador lineal, radioisótopos, neutrones.

### Introducción

Los aceleradores de electrones que produzcan fotones de energías mayores de 8 MV pueden presentar tasas de dosis una vez finalizada la irradiación debido a la emisión de neutrones y consiguiente formación de productos de activación. El objetivo de este trabajo es medir la variación de la tasa de dosis con el tiempo producida por un acelerador de 25 MV, así como intentar localizar alguno de los isótopos producidos y calcular de forma conservadora la dosis recibida por los trabajadores.

### Material y métodos

Los fotones de energías mayores de 8 MV pueden producir por reacciones ( $\gamma, n$ ) isótopos que decaerán por  $\beta^+$  o captura electrónica y estos neutrones a su vez producir isótopos  $\beta^-$  por reacciones ( $n, \gamma$ ).

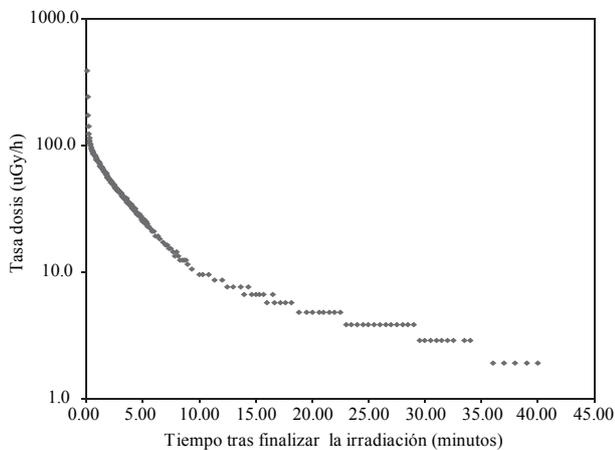
Las medidas de tasa de dosis se realizan en un acelerador lineal GE Saturno 43 en una energía de fotones de 25 MV, tras irradiar 300 UM con una tasa de dosis de 300 UM/min. Estas medidas se realizan 6h y 30' después de finalizar los tratamientos. Para medir la tasa de dosis se utilizó la cámara Radcal 20X5 1800cm<sup>3</sup> y el electrómetro Radcal 2025, este equipo da una medida de tasa de dosis cada 2 segundos y tiene una sensibilidad de 1μGy/h. La cámara se colocó en el isocentro de la máquina sobre la mesa, con el gantry a 0° y un campo de 20cm x20cm.

### Resultados y discusión

La variación de la tasa de dosis con el tiempo debe seguir la combinación de varias exponenciales, debido al decaimiento de la actividad de los distintos productos de activación, nuestro ajuste ha sido a 4 exponenciales:

$$\dot{D}(t) = A_1 e^{-\lambda_1 t} + A_2 e^{-\lambda_2 t} + A_3 e^{-\lambda_3 t} + A_4 e^{-\lambda_4 t} + \dot{D}_0$$

Los resultados experimentales se muestran en el siguiente gráfico:



Del ajuste de los resultados experimentales encontramos los siguientes semiperiodos:  $1t_{1/2}=1.9\pm 0.2s$ ,  $2t_{1/2}=25.2\pm 12.1s$ ,  $3t_{1/2}=2.00\pm 0.26$  minutos,  $4t_{1/2}=8.92\pm 2.53$  minutos. El semiperiodo de 2.00 minutos coincide con el <sup>28</sup>Al (2.23minutos) y el de 8.92 minutos con el <sup>62</sup>Cu (9.74 minutos), que son isótopos que habían encontrado otros autores en este tipo de acelerador haciendo espectroscopía gamma. No se han podido localizar los isótopos del 1° y 2° semiperiodo debido al gran nº de candidatos posibles y por no haber resultados en la bibliografía con espectroscopía gamma de isótopos con período inferior a 1 minuto.

La contribución más significativa a la tasa de dosis es la del <sup>28</sup>Al entre 10s y 7-8 minutos, por tanto aceleradores que no produzcan este isótopo, es previsible que tengan una tasa de dosis muy inferior.

La dosis anual máxima que recibiría un técnico sería:

$$D = 220n \left( \int_{0.5 \text{ min}}^{1 \text{ min}} \dot{D}(t) dt + \int_{2 \text{ min}}^{5 \text{ min}} \dot{D}(t) dt \right) = 5.9 \text{ mSv}$$

El primer término de la ecuación considera el tiempo en bajar a un paciente y el segundo término el tiempo en colocar al siguiente paciente, 220 es el nº de días trabajados al año, n=10 el nº pacientes tratados con esta energía por turno.

La dosis anual según el dosímetro de solapa de los técnicos de esta máquina es entre fondo y 1 mSv. La diferencia entre el cálculo y la dosimetría personal se debe a una sobreestimación de la tasa de dosis por medir en el isocentro, que no es la posición donde va a estar colocado el técnico.

### Conclusiones

Un acelerador lineal GE Saturno 43 de energía 25 MV presenta una tasa de dosis significativa hasta al menos 40 minutos después de irradiar (2 μSv/h) debido a la formación de productos de activación inducidos por la formación de neutrones. Se han localizado 2 isótopos <sup>28</sup>Al y <sup>62</sup>Cu. El <sup>28</sup>Al tiene la contribución mayor en el tiempo habitual de la práctica clínica. La dosis anual máxima que recibiría un técnico de radioterapia por esta contribución sería 5.9 mSv, esto está sobreestimado debido al punto de medida, pero parece que la contribución a la dosis total del trabajador por la activación es más importante que la dosis recibida en el puesto de control durante la irradiación.

# Área 12

## Protección operacional del público y del medio ambiente en instalaciones no reglamentadas. Funcionamiento normal e incidencias

Vigilancia de la radiación y de la contaminación:  
dosimetría ambiental y de área

Dosimetría personal y vigilancia médica

Adquisición y transporte interno de material radiactivo

Gestión interna de residuos y efluentes radiactivos

Medidas de protección al público y al medio ambiente  
en funcionamiento normal e incidentes

Procedimientos de protección operacional

Formación, información, adiestramiento

Impacto de las instalaciones en funcionamiento normal

Prevención y tratamiento de las incidencias

Industrias NORM, marco regulador e implicaciones

Transporte aéreo

Otras industrias

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





Caracterización de isótopos de plutonio en muestras de aire mediante técnicas restrospectivas ultrasensibles . . . . .	519
Gascó, C., Trinidad, J.A., Chamizo, E., Fernández, E., Pérez, C., Garcia-Tenorio, R.	
Censos del uso de la tierra y el agua como herramientas de información y colaboración con los agentes sociales . . . . .	521
Blázquez Pérez, D., Ortiz Trujillo, D., Pérez Fonseca, A., Sierra Gil, S.	
Diseño de un protocolo de evaluación dosimétrica a trabajadores de canteras de granito . . . . .	522
Guillén, J., Tejado, J.J., Baeza, A.	
El riesgo radiológico en la soldadura por arco . . . . .	523
Alegría, N., Campos, M., Carrión, A., Herranz, M., Idoeta, R., Legarda, F., Núñez-Lagos, R., Pérez, C., Rodríguez, S., Rozas, S., Sánchez, P.	
Diseño del control de calidad de la determinación de actividad alfa total en efluentes líquidos . . . . .	524
Yagüe, L., Alvarez, A., Navarro, N., Nogueras, C.	
<sup>14</sup> C en dieta humana en tres localizaciones españolas . . . . .	525
Gómez Martínez, I., Santos Arévalo, F.J., Manjón, G., García-Tenorio, R.	
Campaña de búsqueda de fuentes huérfanas llevada a cabo por Enresa . . . . .	526
Alcaide Trenas, E., Ortiz Ramis, T., Orta Navarro, M <sup>a</sup> C., Rueda Fresnedo, C.	
Evaluación radiológica de un complejo industrial de producción de fertilizantes fosfatados atendiendo al actual reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes . . . . .	527
Mosqueda Peña, F., Bolívar Raya, J.P.	
Redes de vigilancia radiológica ambiental en España . . . . .	528
Luque Heredia, S., Martín Matarranz, J.L., Marugán Tovar, I., Rey del Castillo, C., Salas Collantes, R., Sterling Carmona, A., Ramos Salvador, L.M <sup>a</sup> .	
Sistema de calidad establecido por el consejo de seguridad nuclear en la vigilancia radiológica ambiental . . . . .	529
Luque Heredia, S., Marugán Tovar, I., Rey del Castillo, C., Salas Collantes, R., Sterling Carmona, A., Ramos Salvador, L.M <sup>a</sup> .	
Aspectos a considerar en el impacto radiológico asociado a una fuente de espalación de neutrones . . . . .	530
Trueba, C., Robles, B., Mora, J.C., Martínez, E.	
Inspección radiológica en una oficina construida con varilla contaminada con material radiactivo, en Tlaquepaque, Jalisco, México . . . . .	531
Salas Mar, B.	
Caracterización de un monitor de espectrometría gamma de LaBr <sub>3</sub> para las estaciones automáticas de vigilancia ambiental . . . . .	532
Vargas, A., Salvador-Castiñeira, P., Roig, M., Fernández-Varea, J.M., Padró, A.	
Estudio comparativo sobre almacenamiento y eliminación de residuos líquidos para diagnóstico en medicina nuclear . . . . .	533
Vázquez Vázquez, R., Sánchez García, M., Santamarina Vázquez, F., Soto Búa, M., Montoya Pastor, A., Luna Vega, V., Mosquera Sueiro, J., Otero Martínez, C., Lobato Busto, R., Pombar Cameán, M.	
Eficiencias de calibración y corrección de picos suma en detectores de HPGe mediante simulación montecarlo . . . . .	534
Salvador-Castiñeira, P., Serrano, I., Vargas, A., Vallés, I.	

Estudios sobre la evaluación radiológica y modelización de la biosfera en la gestión de residuos radioactivos en España. ....	535
Pérez-Sánchez, D., Trueba, C., Robles B.	
Frederica: una base de datos sobre los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes en flora y fauna .....	536
Real, A., Horeman, N., Newsome, L., Oudalova, A., Stark, K., Willrodt, C., Yoshida, S., Hinton, T.	
Herramientas para evaluar el impacto medio ambiental de las radiaciones ionizantes. Aplicación en el escenario de El Cabril .....	537
Real, A., Robles, B., Cancio, D.	
Creación de una alianza europea en radioecología .....	538
Real, A., Mora, J.C., Robles, B., Cancio, D.	
Implementación de sistema TLD hipersensible en el laboratorio de dosimetría ambiental del Ciemat .....	539
Rodríguez Jimenez, R., López Moyano, J.L., Romero Gutierrez, A.M <sup>a</sup>	
Análisis de incertidumbres en las evaluaciones de la dosis al público: Crom Probabilista .....	540
Mora, J.C., Robles, B., Cortés, D., Rodríguez, J.	

## Caracterización de isótopos de plutonio en muestras de aire mediante técnicas retrospectivas ultrasensibles

GASCÓ, C.<sup>1,\*</sup>, TRINIDAD, J.A.<sup>1</sup>, CHAMIZO, E.<sup>2</sup>, FERNÁNDEZ, E.<sup>1</sup>, PÉREZ, C.<sup>3</sup>, GARCIA-TENORIO, R.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> CIEMAT. Unidad de Radiactividad Ambiental y Vigilancia Radiológica. Madrid.

<sup>2</sup> Centro Nacional de Aceleradores (CNA), Sevilla.

<sup>3</sup> TECNASA. Madrid.

\* Correspondencia –C-e: catalina.gasco@ciemat.es

**Palabras clave:** plutonio, métodos ultrasensibles, aire, desmantelamiento, medio urbano, caracterización de fuentes.

### Introducción

El CIEMAT está legalmente clasificado como una Instalación Nuclear única en su género. En este Centro se han desarrollado durante las últimas cuatro décadas actividades de investigación en el campo de la producción de energía nuclear y en el ciclo de obtención del combustible nuclear. En 2006 se inició el proyecto denominado PIMIC, con el objeto de desmantelar el reactor nuclear de investigación y algunas de las antiguas instalaciones radiactivas. El Programa de Vigilancia Radiológica Ambiental (PVRA) que se lleva a cabo desde el funcionamiento del reactor de experimentación se amplió a otros radionucleidos por el Organismo Regulador (Consejo de Seguridad Nuclear-CSN). Uno de estos radionucleidos fue el plutonio que se empezó a determinar en muestras de aire y suelo en el año 2005. El establecimiento de las relaciones entre los isótopos de plutonio antes de las operaciones de desmantelamiento es crucial para verificar que el origen del plutonio en aire proviene del “fallout” de los sesenta y no de estas operaciones aunque la concentración actual de plutonio en aire es tan baja que únicamente acumulando 4 muestras semanales es posible detectarlo mediante espectrometría alfa. En este trabajo se presentan los resultados preliminares para la determinación de las relaciones isotópicas de plutonio que caracterizan el fondo natural para posteriormente compararlas con el obtenido durante las operaciones de desmantelamiento. De esta manera se puede realizar análisis retrospectivos de la calidad radiológica del aire.

### Material y métodos

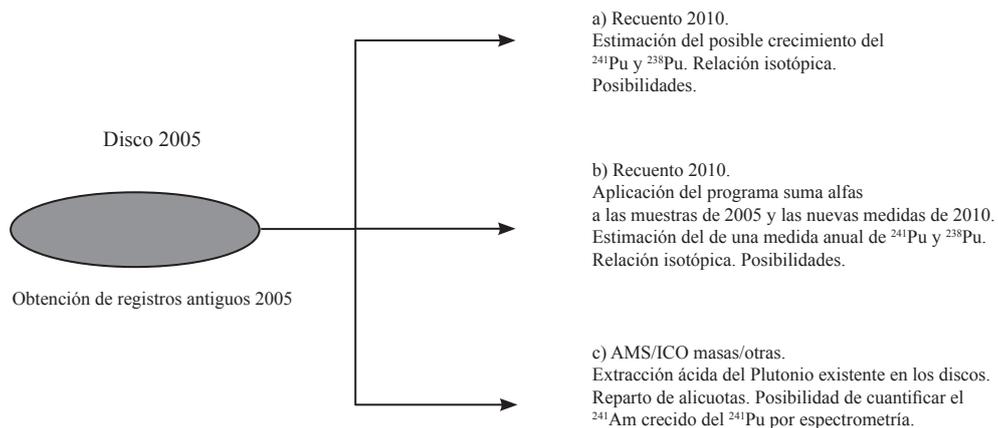
Se han aplicado tres técnicas para la medida de los isótopos <sup>239</sup>Pu, <sup>240</sup>Pu, <sup>238</sup>Pu y <sup>241</sup>Pu en muestras acumuladas de aire: i) Separación radioquímica de plutonio, deposición en discos de acero inoxidable y determinación por medio de espectrometría alfa (2005), ii) reevaluación de la concentración de actividad de plutonio seis años después (2010), separando el americio de los discos y evaluando la concentración de actividad de <sup>241</sup>Pu y <sup>238</sup>Pu por medio del programa de suma de espectros Suma-Alfas, y iii) extracción de plutonio de los discos (2010) y su medida mediante Espectrometría de Masas con Acelerador. Se establecerán las relaciones entre los isótopos de plutonio para determinar la fuente de origen del plutonio en muestras de aire recogidas durante el año 2005, estudio que posteriormente se extenderá al periodo 2006-2010.

### Resultados y discusión

El primer estudio que se realizó es la conversión a gramos de la concentración de actividad de plutonio determinado por espectrometría alfa (2005) suponiendo que todo el contenido en la mezcla <sup>239,240</sup>Pu es <sup>239</sup>Pu. Los resultados se muestran en la Tabla 1.

**Tabla 1.** Resultados de concentración de actividad expresados en gramos de <sup>239,240</sup>Pu considerando que la actividad es debida sólo al Pu-239 encontrado en el año 2005.

Ref Lab		Pu-239 gm <sup>-3</sup>	m <sup>3</sup>	fg**
05/39	05 Enero	6,0999E-19*	147580	90,0
05/61	05 Febrero	4,1341E-19*	143687	59,4
05/62	05 Marzo	3,5107E-18	157948	554,5
05/78	05 Abril	1,1524E-18	154581	178,2
05/84	05 Mayo	1,8471E-18	121576	224,6
05/92	05 Junio	5,6626E-18	117834	667,2
05/96	05 Julio	3,9496E-18	164598	650,1
05/108	05 Agosto	5,423E-18	109998	596,5
05/122	05 Septiembre	2,5717E-18	139340	358,3
06/12	05 Octubre	1,3135E-18	128331	168,5
06/16	05 Noviembre	1,0682E-18*	111636	119,2
06/20	05 Diciembre	2,1215E-19*	167517	35,5
Muestras no detectadas **Estimados				



**Figura 1.** Procedimiento de ejecución.

Una vez se estimó la cantidad de  $^{239}\text{Pu}$  en las muestras, se diseñó el esquema del procedimiento a seguir para recuperar la mayor cantidad de información posible de los discos, según se muestra en la Figural. Las técnicas aplicadas son de vanguardia y con muy bajos límites de detección por lo que teóricamente se puede considerar factible la obtención de resultados teniendo en cuenta las cantidades de Pu presentes en las planchetas.

### Conclusiones

Las técnicas aplicadas abren un nuevo campo para la evaluación de la contaminación a partir de las relaciones del término fuente y del fondo natural en muestras de ultra baja concentración de actividad de plutonio.



## **Censos del uso de la tierra y el agua como herramientas de información y colaboración con los agentes sociales**

BLÁZQUEZ PÉREZ, D.\*, ORTIZ TRUJILLO, D., PÉREZ FONSECA, A., SIERRA GIL, S.

ENUSA, Industrias Avanzadas, S.A., Juzbado (Salamanca).

\* Correspondencia –C-e: bpd@fab.enusa.es

**Palabras clave:** censo de uso de tierra y agua, programa de vigilancia ambiental, actividad socioeconómica, radiaciones ionizantes.

### **Introducción**

Uno de los aspectos fundamentales para definir el impacto de las radiaciones ionizantes es el conocimiento tanto del medio natural como de las actividades socioeconómicas en el radio de influencia de las instalaciones nucleares. El Censo del uso de la tierra y el agua que dichas instalaciones actualizan cada trienio es la principal herramienta para poder conocer las actividades socioeconómicas y usos de la tierra y agua de la zona que presenta un riesgo potencial de ser afectada por efluentes radiactivos, tanto gaseosos como líquidos, procedentes de la actividad de las instalaciones nucleares. En la actualidad hay una demanda social de mayor participación en los procesos de decisión que afectan a la introducción y control de instalaciones industriales o de nuevas infraestructuras y, en particular en aquellos aspectos que pueden afectar al medio ambiente. El presente trabajo trata de presentar la elaboración del Censo de Uso de la Tierra y Agua como un instrumento del explotador de la instalación para potenciar el conocimiento del entorno de las instalaciones nucleares, así como una herramienta de comunicación y colaboración con los municipios, de cara a un mayor acercamiento y transparencia con los agentes sociales en la toma de decisiones que afectan a las instalaciones de este tipo.

### **Material y métodos**

Los Censos de Uso de la Tierra y el Agua de 2004, 2007 y 2010 de la Fábrica de Elementos Combustibles Nucleares de Juzbado (ENUSA, Industrias Avanzadas, S.A.) han sido elaborados fuentes de información fiables, tales como encuestas puerta a puerta en cada municipio dentro del radio de influencia (campaña de información en cada municipio realizada en 2010), vigilancia aérea, información cartográfica o consultando a las autoridades competentes (Ayuntamientos, Junta de Castilla y León, Confederación hidrográfica del Duero, etc.).

### **Resultados y discusión**

En el año 2010 se ha realizado una amplia campaña de recopilación de información relevante para elaborar el censo de uso de la tierra y el agua en cada uno de los municipios dentro del radio de influencia de la fábrica de ENUSA (8 km). Como consecuencia del exhaustivo análisis, algunos resultados presentan ciertas diferencias respecto a los recopilados en censos anteriores (2004 y 2007), por ejemplo, el censo de actividad agrícola.

Durante el trabajo de campo para la recopilación de información en cada núcleo de población, se ha contactado con los habitantes de la zona. Quizás lo que hace más diferente el censo de 2010 a los anteriores es que se ha podido recoger una gran cantidad de información de cada municipio en lo que concierne a otras actividades existentes en el área (iniciativas ambientales, inversiones en energías renovables, nuevos centros de interpretación, etc.) o problemáticas de los municipios con las autoridades locales y regionales.

En cada uno de los municipios se han potenciado las relaciones con alcaldes y otros ciudadanos concededores de su municipio, que en un futuro servirán como puntos clave de contacto en el momento de actualización del censo, sobre todo para aquellos datos que las distintas administraciones no facilita, como es el caso del aprovechamiento de huertas vecinales.

Durante los contactos realizados por el personal de ENUSA a cada municipio, se ha percibido un nivel de participación e interés crecientes de los ciudadanos, frente a los dos censos anteriores. De esta forma se ha podido tener un mayor conocimiento, entre otros, de las tendencias y cambios en las actividades agrícolas y ganaderas, así como de las captaciones de agua. Por otro lado, es de resaltar que durante estas entrevistas se ha constatado una mayor aceptación, conocimiento e interés por parte de los ciudadanos de instalaciones nucleares, como es el caso de nuestra fábrica.

### **Conclusiones**

Lo que se puede concluir de este análisis sobre la evolución del censo trienal realizado por ENUSA es que cuando una instalación nuclear se implica directamente y establece un contacto directo y personal en cada uno de los municipios, la información obtenida es mucho más amplia y más fácil de contrastar en todos los aspectos relacionados directamente con el censo de uso de tierra y agua. Además, el interés mostrado por aquellos otros aspectos socioeconómicos y culturales de las distintas localidades, da lugar a un acercamiento y confianza de la población que ayudan a facilitar y evaluar la evolución del área de estudio, en términos de adaptar los Programas de Vigilancia Ambiental al radio de influencia de cada instalación. Es por ello fundamental la necesidad de una implicación directa por parte del personal de las instalaciones de cara a obtener una mayor confianza, participación y colaboración de la ciudadanía y, por consiguiente, una mayor transparencia y aceptación frente al rechazo social que tradicionalmente ha existido hacia las instalaciones nucleares.

## **Diseño de un protocolo de evaluación dosimétrica a trabajadores de canteras de granito**

GUILLÉN, J. \*, TEJADO, J.J., BAEZA, A.

LARUEX, Universidad de Extremadura, Cáceres.

\* Correspondencia –C-e: fguillen@unex.es

**Palabras clave:** NORM, radiactividad natural, granito, cantera.

### **Introducción**

La Comunidad Autónoma de Extremadura es una de las principales regiones de España por lo que a la extracción del granito y su posterior elaboración de productos derivados del mismo se refiere. Concretamente, en ella se trabaja con aproximadamente la mitad de todas las variedades comerciales existentes en nuestro País. En un estudio previo se determinaron los niveles de actividad de los granitos extremeños obteniendo para los mismos unos rangos de (4-181) Bq/kg para  $^{226}\text{Ra}$ , (3-111) Bq/kg para  $^{232}\text{Th}$  y (33-1764) Bq/kg para  $^{40}\text{K}$ . Una de las zonas más industrializadas del sector presenta un serio problema no radiológico para la salud ocupacional de los trabajadores, concretamente la silicosis. Dado que en dicha área los niveles de actividad de los granitos se pueden clasificar como medio-altos dentro de los precitados rangos, cabe plantearse si además de esta enfermedad profesional, existe un impacto radiológico asociado a la actividad NORM de extracción y manufacturación del granito.

### **Material y métodos**

El presente estudio se encuentra actualmente en las primeras fases de su desarrollo. Con su plena ejecución se prevé realizar la evaluación de la dosis recibida por los trabajadores del granito en sus diversas tareas extractivas y manufactureras. Para ello se van a utilizar diversas metodologías y técnicas de análisis, tales como la dosimetría mediante contador proporcional, la espectrometría gamma y/o la espectrometría  $\alpha$  y la medida de la actividad del radón.

### **Resultados y discusión**

Dentro de la zona anteriormente descrita existen numerosas empresas dedicadas a la extracción y procesado del granito, siendo la mayoría de ellas catalogables como PYMES, que generalmente cuentan con un personal de plantilla suficientemente especializado y formado. En el presente estudio se seleccionó una empresa de tipo medio, que representa adecuadamente a las existentes en su entorno. El primer paso para la planificación del estudio tendente a la evaluación del posible impacto radiológico sobre sus trabajadores consistió en la clasificación de las actividades desarrolladas por cada uno de ellos y la identificación de las posibles vías de exposición en cada una de dichas actividades. Como consecuencia a los citados trabajadores se clasificaron dentro de los siguientes grupos: oficina, cantera, planta de transformación y taller de labra. Las vías de exposición en principio consideradas para todos ellos son las siguientes: irradiación externa, inhalación de aerosoles y exposición a radón. Estas vías de exposición afectan de forma distinta a cada grupo de trabajadores. Así, en los trabajos que se realizan en exterior, minería a cielo abierto, como son los implicados en la extracción de bloque de granito en la cantera, la exposición a radón se puede considerar despreciable, mientras que en el caso de las oficinas no lo sería, ya que éstas se encuentran localizadas encima del propio emplazamiento. La determinación de la irradiación externa es importante para todos los trabajadores, ya que todos los puestos de trabajo se localizan sobre el batolito granítico. Esta última determinación se está realizando mediante dosimetría con contador proporcional y la determinación de los niveles radiactivos del suelo y los granitos mediante espectrometría gamma.

### **Conclusiones**

El desarrollo del presente estudio permitirá evaluar el impacto radiológico sobre los trabajadores en sus actividades rutinarias desarrolladas en una cantera de granito, culminando con la elaboración de un protocolo de actuación para valorar el impacto radiológico en este tipo de industrias y en su caso, para proponer las medidas correctivas que debieran implementarse.



## El riesgo radiológico en la soldadura por arco

ALEGRÍA, N.<sup>1</sup>, CAMPOS, M.<sup>2</sup>, CARRIÓN, A.<sup>2</sup>, HERRANZ, M.<sup>1</sup>, IDOETA, R.<sup>1</sup>, LEGARDA, F.<sup>1</sup>, NÚÑEZ-LAGOS, R.<sup>2</sup>, PÉREZ, C.<sup>2,\*</sup>, RODRÍGUEZ, S.<sup>2</sup>, ROZAS, S.<sup>1</sup>, SÁNCHEZ, P.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Ingeniería Nuclear ETSI Universidad del País Vasco, Av. de Urquijo s/n 48013 Bilbalo.

<sup>2</sup> Departamento de Física Teórica (Área Nuclear) Facultad de Ciencias Universidad de Zaragoza, C/ Pedro Cerbuna 12, 50009 Zaragoza.

\* Correspondencia –C-e: carmpm@unizar.es

**Palabras clave:** radiación natural, dosimetría, riesgo radiológico, caracterización de fuentes, impacto radiológico.

### Introducción

Se presenta el estado actual de un proyecto, financiado por el Consejo de Seguridad Nuclear, para el estudio del posible riesgo radiológico en la soldadura por arco.

En el recubrimiento del material de aporte de los electrodos así como en el alma del hilo tubular para soldadura continua se localizan materiales NORM que presentan una actividad radioactiva.

Durante el proceso de soldadura, tanto el recubrimiento como el alma en su caso, se evaporan y el material radiactivo pasa a la atmósfera donde podrá ser inhalado por el operario que está realizando la soldadura y en todo caso creará un fondo atmosférico en el taller y seguramente también en toda superficie del mismo debido a depósito de aerosoles.

### Material y métodos

Se ha procedido al estudio de la situación en España de las diversas empresas relevantes (fabricantes, distribuidores e importadores) y de sus cuotas de mercado. Así mismo se ha realizado un estudio de los distintos tipos de electrodos e hilos y su utilización en nuestro país. Los que pueden presentar un riesgo radiológico potencial son los electrodos recubiertos, el hilo tubular y el hilo para soldadura de arco sumergido. Una de las empresas más importantes en la fabricación de electrodos y en la importación de hilo se encuentra en Zaragoza y contando con su total colaboración se está procediendo a un estudio exhaustivo de la misma en sus diversos departamentos, almacén de materias primas, almacén de electrodos, área de fabricación, etc. Se espera poder efectuar medidas de la actividad ambiental con muestreadores y dosímetros termoluminiscentes. Seleccionados los electrodos más relevantes se ha procedido a la medida en el laboratorio de los distintos recubrimientos y almas mediante espectrometría gamma de alta resolución. Se espera poder efectuar medidas “in situ” de soldadura con los diversos tipos de electrodos e hilos, captando los aerosoles y tratando de simular lo mejor posible la inhalación de los mismos. En un futuro se efectuarán medidas en diversas empresas.

### Resultados y discusión

Puede decirse que de los consumibles de interés, aquellos con contenido radiactivo potencial, el 51% esta constituido por electrodos revestidos, el 18% por hilo tubular, y el 31% por hilo sumergido.

Los resultados obtenidos reflejan que el mercado español utiliza varios millones de electrodos diarios, así como varios kilómetros de hilo tubular e hilo para soldadura sumergida que son los que pueden presentar en su utilización, fabricación y almacenamiento un posible riesgo radiológico. Se ha simulado el posible riesgo que supone el almacenamiento de los electrodos en una de las más importantes fábricas de los mismos, a partir de datos reales suministrados por la empresa y las medidas de la actividad efectuadas en el laboratorio. Así mismo se presentan los resultados obtenidos en el laboratorio de los recubrimientos de electrodos de gran consumo así como de las materias primas NORM que presentan una mayor actividad.

### Conclusiones

Es pronto para obtener conclusiones sobre el riesgo radiológico sobre el uso y almacenamiento de los electrodos e hilos tubulares y para soldadura en arco sumergido, si bien se presentan datos de la actividad de los recubrimientos de los electrodos de mayor uso.

## **Diseño del control de calidad de la determinación de actividad alfa total en efluentes líquidos**

---

YAGÜE, L. \*, ALVAREZ, A., NAVARRO, N., NOGUERALES, C.

CIEMAT, Madrid.

\* Correspondencia –C-e: luis.yague@ciemat.es

**Palabras clave:** índice alfa total, líquidos.

### **Introducción**

El índice de actividad alfa total consiste en la medida conjunta de todas las emisiones alfa presentes en una muestra. Se trata de una medida muy útil para diseñar el control analítico de vertidos de efluentes líquidos al medio ambiente.

De acuerdo con las recomendaciones de “MultiAgency Radiological Laboratory Analytical Protocols Manual” (MARLAP) la verificación del proceso de medida debe realizarse de acuerdo con una serie de indicadores específicos de calidad que afectan a la preparación de fuentes y a la instrumentación. Además, deben establecerse las fuentes de incertidumbre y su contribución al resultado e incertidumbre final de la medida.

Se presenta el diseño del control de calidad aplicado a la determinación de la actividad alfa total.

### **Material y métodos**

La medida de las emisiones alfa en muestras líquidas se realiza en un contador proporcional de flujo continuo de gas, modelo LB770 de Berthold, con microprocesador digital LB1027. El sistema tiene una capacidad de medida simultánea de actividad alfa y beta de 10 muestras.

El diseño del programa de control de calidad está basado en el control de una serie de indicadores de la calidad del proceso. La identificación y evaluación de esos indicadores se ha realizado de acuerdo con los resultados de los siguientes estudios experimentales:

- Caracterización del fondo ambiental del laboratorio.
- Control de la variación de la eficiencia del equipo mediante medida de fuentes certificadas.
- Estudio de la variabilidad de los depósitos obtenidos durante la preparación de las muestras.

Finalmente, se ha realizado una validación de esta técnica comparando los resultados obtenidos del índice alfa total de diversas muestras con los resultados obtenidos mediante espectrometría alfa.

### **Resultados y discusión**

Se han establecido los límites de investigación y aviso, tanto para valores del fondo ambiental como de la eficiencia de cada uno de los detectores. De acuerdo con dichos límites, se identifica e investiga cualquier desviación en el proceso de medida y se ejecuta la correspondiente acción correctora.

Se han evaluado los factores que contribuyen a la incertidumbre de los resultados del índice de actividad alfa total. Se ha considerado en el cálculo final (demás de la correspondiente al recuento) la incertidumbre del volumen, la de la eficiencia, las debidas a la no homogeneidad de la muestra y a la corrección por la autoabsorción de las partículas alfa en la fuente.

En muestras con actividad alfa total alrededor de 1 ó 2 Bq/l, la incertidumbre total para muestras de vertidos se encuentra alrededor de un 30%.

### **Conclusiones**

El programa final de control calidad incluye una periodicidad semestral para el control de la eficiencia dada la estabilidad del sistema de medida. El control del fondo ambiental debe realizarse con una mayor frecuencia (no inferior a una medida semanal).

La incertidumbre de la medida es elevada para las muestras con una concentración de actividad próxima al fondo y aumenta a la vez con el peso de residuo en la fuente, por lo que es recomendable, además de disponer de una curva de autoabsorción adecuada, trabajar con muestras que produzcan poco residuo.

Los resultados obtenidos del índice de actividad alfa total y su incertidumbre han sido validados mediante espectrometría alfa.



## **<sup>14</sup>C en dieta humana en tres localizaciones españolas**

GÓMEZ MARTÍNEZ, I.<sup>1</sup>, SANTOS ARÉVALO, F.J.<sup>1</sup>, MANJÓN, G.<sup>2</sup>, GARCÍA-TENORIO, R.<sup>1,2,\*</sup>

<sup>1</sup> Centro Nacional de Aceleradores (CNA), Sevilla.

<sup>2</sup> Grupo Física Nuclear Aplicada, Universidad de Sevilla.

\* Correspondencia –C-e: gtenorio@us.es

**Palabras clave:** carbono-14, dieta.

### **Introducción**

El <sup>14</sup>C es un isótopo radiactivo que se encuentra de forma natural en el medio ambiente, ya que se genera de forma continua en la atmósfera por procesos de activación neutrónica a partir del <sup>14</sup>N. El <sup>14</sup>C así formado se oxida formando la molécula CO<sub>2</sub>, la cual es incorporada mediante procesos como la fotosíntesis o la disolución en el mar a la cadena trófica. El periodo de semidesintegración del <sup>14</sup>C es de 5700 años, mientras que la mayoría de los procesos ambientales que implican intercambio de carbono entre los seres vivos son del orden de años. Esto implica que, de modo general, existe un equilibrio entre la concentración de <sup>14</sup>C atmosférico y el contenido en los seres vivos. Existe una salvedad importante en este sentido en lo que respecta al medio ambiente marino, en el que el periodo de residencia de este isótopo es relativamente largo, del orden los 1000 años, de forma que los organismos marinos entran en contacto con carbono empobrecido en <sup>14</sup>C. Este efecto es conocido como efecto reservorio. Además, una segunda fuente de desequilibrio son los procesos de fraccionamiento que afectan a todos los procesos físico-químicos implicados en el ciclo del carbono.

El <sup>14</sup>C llega a los seres humanos a través de la dieta. En este estudio presentamos los resultados obtenidos en muestras de dietas tipo procedentes de tres localizaciones españolas, Sevilla, Cáceres y Tenerife. Estas dietas son colectadas trimestralmente y el histórico se remonta a los comienzos del año 2008.

### **Material y métodos**

La determinación del <sup>14</sup>C presente en las dietas se ha llevado a cabo mediante la técnica de Espectrometría de Masas con Aceleradores (AMS) con el sistema SARA del Centro Nacional de Aceleradores (CNA). Las muestras previamente molidas, homogeneizadas y secas se han preparado en el laboratorio del CNA para aislar el carbono presente en las mismas y transformarlo en grafito. Para ello, unos 7 miligramos de dieta seca son combustionados en una ampolla de cuarzo en vacío en presencia de CuO para transformar el carbono de la muestra en CO<sub>2</sub>, el cual es posteriormente transformado en grafito mediante la reacción de grafitización  $\text{CO}_2 + 2\text{H}_2 \leftrightarrow \text{C} + 2\text{H}_2\text{O}$ .

El sistema de AMS del CNA tiene la capacidad de analizar muestras de <sup>14</sup>C en un tiempo de unos 30 minutos con una precisión del 0.3% para muestras modernas. Para ello, la muestra sólida en forma de grafito es bombardeada en una fuente de iones por un haz de cesio, extrayendo iones negativos de la muestra. Al haz se le aplican diferentes filtros cinemáticos, y es acelerado y cambiado de carga en el terminal del acelerador. Tras una nueva serie de filtros cinemáticos, la partículas seleccionadas son identificadas en una cámara de ionización en la que se recuenta el <sup>14</sup>C, mientras que los isótopos estables <sup>13</sup>C y <sup>12</sup>C son medidos en sendas cámaras de Faraday. El sistema determina el cociente isotópico <sup>14</sup>C/<sup>12</sup>C, y simultáneamente, el cociente <sup>13</sup>C/<sup>12</sup>C, por lo que los resultados inicialmente se presentan en función de la cantidad de carbono de la muestra, en dpm/gC.

Por otra parte, el contenido en carbono se ha determinado en el Centro de Investigación, Tecnología e Innovación de la Universidad de Sevilla (CITIUS) con un analizador elemental LECO, Modelo CHNS 93. La determinación de carbono, por combustión, se realiza en tres réplicas, mientras que el equipo se calibra utilizando muestras blanco y muestras patrón de tabaco. La determinación del C estable permite, a partir de las medidas realizadas por AMS, determinar las concentraciones de actividad de <sup>14</sup>C.

### **Resultados y discusión**

Estas muestras de dieta forman parte de las muestras utilizadas dentro del programa REVIRA para el control de la radiactividad en diferentes puntos del país. Los resultados obtenidos indican lo que sería esperable en una situación de normalidad. Las tres localizaciones muestran resultados muy similares, y las variaciones a lo largo del tiempo son muy pequeñas. Esto nos indica que la dieta tipo tiene un contenido en <sup>14</sup>C en equilibrio con el atmosférico, como esperamos. Las pequeñas variaciones de una muestra a otra entran en casi todos los casos dentro de los márgenes de error. Aún así, no hay que olvidar que pueden existir pequeñas diferencias debidas a una mayor presencia de alimentos de origen marino, o la inclusión de aguas minerales de cierta edad o con disolución de carbonatos antiguos. En cualquier caso, se trata de una batería de resultados que muestra la ausencia de factores externos importantes de contaminación radiológica.

### **Conclusiones**

El estudio demuestra que puede utilizarse la dieta como elemento de monitorización de la contaminación por <sup>14</sup>C. El análisis es sencillo, y puede realizarse con mucha rapidez, fiabilidad y precisión.

## **Campaña de búsqueda de fuentes huérfanas llevada a cabo por Enresa**

ALCAIDE TRENAS, E.<sup>1,\*</sup>, ORTIZ RAMIS, T.<sup>1</sup>, ORTA NAVARRO, M<sup>a</sup> C.<sup>2</sup>, RUEDA FRESNEDO, C.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> UTPR ENRESA; Madrid.

<sup>2</sup> UTPR AdQ; Madrid.

<sup>3</sup> UTPR LAINSA, Madrid.

\* Correspondencia –C-e: ealt@enresa.es

**Palabras clave:** fuentes radiactivas, protección radiológica, residuos radiactivos.

### **Introducción**

Como consecuencia del riesgo radiológico potencial del mal uso de las fuentes radiactivas y, en especial, de las fuentes de alta actividad, el 22 de diciembre de 2003 se publicó la Directiva de la Unión Europea 2003/122, sobre el control de las fuentes radiactivas selladas de actividad elevada y las fuentes huérfanas. En esta directiva se instaba a los estados miembros a organizar campañas de recuperación de fuentes huérfanas que procedieran de actividades pasadas. La directiva fue transpuesta a la legislación nacional en España a través del Real Decreto 229/2006. En este Real Decreto se definen, entre otros conceptos, las fuentes de alta actividad y las fuentes huérfanas, siendo éstas últimas aquellas que superando los niveles de exención no están sometidas a control regulador, porque nunca lo ha estado o por otras causas. Asimismo se establecen los requisitos de control de las fuentes de alta actividad y la posibilidad de realizar una campaña de recuperación de fuentes huérfanas.

Las autoridades nacionales encargaron esta campaña a la Empresa Nacional de Residuos Radiactivos (ENRESA) y se desarrolló durante tres años (2007-2009).

### **Material y métodos**

La campaña ha sido conducida por un comité consultivo formado por representantes del Consejo de Seguridad Nuclear, del Ministerio de Industria, Turismo y Comercio, de ENRESA y de diversos organismos e instituciones.

Una parte importante de la campaña ha sido la búsqueda de información sobre los lugares en los que podían encontrarse las fuentes radiactivas, así se han consultado diversas bases de datos y documentación sobre las autorizaciones de instalaciones radiactivas del pasado. También se han celebrado entrevistas con persona relevantes relacionadas con el uso de las fuentes radiactivas en los diferentes sectores.

La caracterización, desmontaje y acondicionamiento de las fuentes radiactivas localizadas ha sido realizada por la Unidad Técnica de Protección Radiológica (UTPR) de ENRESA.

Para realizar las medidas radiológicas se han utilizado equipos de espectrometría portátil, detectores de radiación de alto y bajo rango, detectores de neutrones y detectores de contaminación superficial. A partir de las medidas de tasa de dosis a diferentes distancias y conociendo el isótopo, por la espectrometría realizada de la fuente, se ha calculado la actividad utilizando el programa Microshield, cuando no se disponía de información sobre la fuente.

En aquellas ocasiones en las que no se ha podido retirar el equipo completo, el personal de la UTPR ha procedido a extraer la fuente radiactiva y acondicionarla en el contenedor de transporte.

Una vez caracterizadas y acondicionadas las fuentes el personal de la Unidad de Gestión de Residuos de Instalaciones Radiactivas (UGRIR) procedía a su retirada dentro de su programación mensual.

### **Resultados**

En el transcurso de la campaña se han caracterizado y medido radiológicamente 461 fuentes radiactivas de las cuales 200 eran fuentes exentas. Algunas de estas fuentes tenían una actividad del orden de los GBq, siendo la actividad de la mayoría de ellas del orden de los MBq. La actividad total retirada ha sido de 1,84 TBq, debida fundamentalmente a indicadores con tritio que tienen actividades muy altas. Los isótopos que se han identificado con mayor frecuencia han sido el Cs-137, el Ra-226 y el Sr-90, habiéndose identificado un total de 16 isótopos. Asimismo se han retirado otros materiales localizados, aunque no se trataba de fuentes radiactivas propiamente dichas (blindajes de uranio empobrecido, viales con fuentes no encapsuladas, indicadores luminosos, válvulas...).

Las fuentes se han localizado en todos los sectores habituales del uso de fuentes radiactivas, con porcentajes similares en todos ellos, entre el 20 y el 30%. También el número de fuentes por sectores ha presentado el mismo porcentaje el 26% en los más significativos (industria, medicina e investigación).

El tipo de fuentes localizadas han sido de control de procesos industriales; tubos y agujas de Ra-226 de uso médico; fuentes para medida de densidad y humedad de suelos; aplicadores oftálmicos de uso médico y diferentes tipos de fuentes de chequeo y calibración de equipos de medida y de laboratorio.

### **Conclusiones**

Como conclusión de la campaña se puede indicar que las causas más frecuentes para la aparición de fuentes huérfanas son económicas, por dejadez o descuido, por ignorancia y por legado histórico. Asimismo se ha concluido que las fuentes localizadas no constituían un peligro real por estar controladas.

Por último indicar que la campaña se ha desarrollado con tranquilidad, sin impacto en la opinión pública, y que se ha contado con la colaboración de todos los organismos participantes y consultados, así como con la de los propietarios de los materiales radiactivos identificados.



## Evaluación radiológica de un complejo industrial de producción de fertilizantes fosfatados atendiendo al actual reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes

MOSQUEDA PEÑA, F.\*, BOLÍVAR RAYA, J.P.

Dpto. Física Aplicada. Facultad CC. Experimentales. Campus de El Carmen. Universidad de Huelva.

\* Correspondencia –C-e: fernando.mosqueda@dfa.uhu.es

**Palabras clave:** evaluación radiológica; industria NORM; protección sanitaria; dosimetría externa; R.D. 1439/2010.

### Introducción

En el Suroeste de España (Huelva), y entre una gran variedad de industrias químicas, se localiza una dedicada a la producción de fertilizantes. En esta industria se utilizan cantidades considerables de materia prima (roca fosfática) para la producción de ácido fosfórico, la cual, presenta la particularidad de estar enriquecida (unas 50 veces superior) en radionucleidos de las series del uranio, en proporción a los contenidos de suelos no perturbados.

El R.D. 783/2001 por el que se aprueba el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes (modificado actualmente por el R.D. 1439/2010), establece la obligatoriedad de realizar en esta industria los estudios necesarios a fin de determinar si existe un incremento significativo de la exposición de los trabajadores o de los miembros del público que no pueda considerarse despreciable desde el punto de vista de la protección radiológica. En este sentido, se ha realizado un completo estudio radiactivo y radiológico de dicho complejo industrial NORM siguiendo, además del citado Reglamento, los “Criterios para la protección radiológica frente a la exposición a la radiación natural” emitidos por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN).

### Material y métodos

La evaluación radiológica de la instalación NORM se ha realizado por puestos de trabajo, considerando las siguientes vías de exposición: (a) irradiación externa, (b) inhalación de material particulado y (c) inhalación de radón, llevándose a cabo los siguientes estudios:

- Estudio dosimétrico por irradiación externa (empleándose para ello dos monitores de radiación).
- Caracterización radiactiva de los materiales relevantes intervinientes en el proceso industrial.
- Determinación de los niveles de radón (utilización de detectores pasivos y activos)
- Muestreos periódicos de material particulado (empleando captadores de alto volumen).

Las técnicas radiométricas empleadas para la medida de concentraciones de actividad de radionucleidos, tanto en las muestras sólidas, líquidas como de filtros de aerosoles atmosféricos, han sido la espectrometría alfa y gamma.

### Resultados y discusión

De los resultados obtenidos tras la evaluación radiológica del complejo industrial objeto de estudio, se desprende que, por un lado, el máximo incremento de dosis efectiva por irradiación externa recibida por los trabajadores (independientemente de su puesto de trabajo) está en torno a los 0,3 mSv al año, mientras que el máximo incremento de dosis efectiva por inhalación de aerosoles del aire superficial está en torno a los 0,13 mSv al año. Por otro lado, el incremento de exposición por inhalación de  $^{222}\text{Rn}$  es despreciable y no discernible del fondo natural de Huelva (exteriores y viviendas), puesto que la concentración media de éste es 10 veces inferior al nivel de intervención establecido para iniciar acciones de remedio (400 Bq/m<sup>3</sup>).

### Conclusiones

Como conclusión general obtenida a partir de los resultados obtenidos, y atendiendo en todo momento a lo estipulado en el Reglamento sobre protección sanitaria contra radiaciones ionizantes y en las Instrucciones técnicas vinculantes elaboradas por el CSN, se considera que la instalación NORM objeto de estudio, en condiciones normales de funcionamiento no es necesario que adopte medidas correctoras destinadas a reducir la exposición a radiaciones ionizantes y/o la aplicación de medidas de protección radiológica de sus trabajadores. No obstante, se han observado elevadas concentraciones de radionucleidos naturales (1- 10 Bq/kg) en algunos materiales especiales, tales como incrustaciones en tuberías, lodos producidos por decantación en depósitos de almacenamiento de ácido fosfórico, etc., que requieren un control radiactivo periódico.

## Redes de vigilancia radiológica ambiental en España

---

LUQUE HEREDIA, S.<sup>1</sup>, MARTÍN MATARRANZ, J.L.<sup>1</sup>, MARUGÁN TOVAR, I.<sup>1</sup>, REY DEL CASTILLO, C.<sup>1\*</sup>, SALAS COLLANTES, R.<sup>1</sup>, STERLING CARMONA, A.<sup>1</sup>, RAMOS SALVADOR, L.M.<sup>a.2</sup>

<sup>1</sup> Área de Vigilancia Radiológica Ambiental. Consejo de Seguridad Nuclear. Madrid.

<sup>2</sup> Subdirección de Protección Radiológica Ambiental. Consejo de Seguridad Nuclear. Madrid.

\* Correspondencia –C-e: [crc@csn.es](mailto:crc@csn.es)

**Palabras clave:** vigilancia radiológica ambiental, red de vigilancia.

### Resumen

La vigilancia radiológica ambiental en España se lleva a cabo mediante varias redes con diferentes objetivos y alcance, una red de vigilancia en el entorno de las instalaciones nucleares y radiactivas del ciclo del combustible nuclear y varias redes de vigilancia de ámbito nacional financiadas y gestionadas por organismos públicos.

Entre estas últimas están la Red de Alerta a la Radiactividad (RAR) de la Dirección General de protección Civil y Emergencias que está constituida por más de 900 estaciones automáticas de medida de tasa de dosis, distribuidas por todo el territorio; la Red de Vigilancia Radiológica Ambiental no asociada a instalaciones (Revira) que se distribuye también por todo el territorio nacional y está gestionada por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN), y las redes de las comunidades autónomas.

La red Revira está constituida a su vez por una Red de Estaciones Automáticas de medida en continuo (REA) y una Red de Estaciones de Muestreo (REM).

La REA consta de 24 estaciones distribuidas por todo el territorio nacional y una estación situada en Portugal compartiendo emplazamiento con una estación portuguesa. Tiene por objeto principalmente la detección de accidentes nucleares. Proporciona datos en tiempo real de la radiactividad en la atmósfera así como de los niveles de radiación gamma ambiental expresados como tasa de dosis. Las comunidades autónomas de Cataluña, Extremadura, País Vasco y Valencia disponen de redes similares. A través de acuerdos específicos en esta materia, el CSN tiene acceso a los datos de esas redes.

En la REM la vigilancia se realiza mediante la recogida de muestras que se analizan posteriormente en laboratorios especializados en la medida de niveles bajos de radiactividad que son los que corresponden a las muestras ambientales. Esto permite bajar los límites de detección de las medidas y conocer la exposición de la población a las radiaciones ionizantes en situación normal. Incluye un programa de vigilancia de la atmósfera y del medio terrestre, con la recogida y análisis de muestras de aire, suelo, agua potable y alimentos (leche y dieta tipo), y un programa de vigilancia del medio acuático (aguas continentales y costeras) que lleva a cabo el centro de Estudios y Experimentación de obras Públicas del Ministerio de Fomento. Para el desarrollo del programa de vigilancia de la atmósfera y del medio terrestre, el CSN cuenta con la colaboración de laboratorios de Universidades y con el Centro de Investigaciones Energéticas, Medio Ambientales y Tecnológicas (CIEMAT). La REM consta, a su vez, de una red densa, con suficientes puntos de muestreo para vigilar todo el territorio español, y la red espaciada con pocos puntos y en la que se requieren medidas muy sensibles que puedan detectar los valores existentes en el medio ambiente.

Por otro lado, en el caso de las instalaciones nucleares y radiactivas del ciclo del combustible nuclear, los titulares son los responsables de la realización de sus Programas de Vigilancia Radiológica Ambiental (PVRA) siguiendo las directrices del CSN.

Si bien existen diversas publicaciones que describen de modo detallado algunas de estas redes y sus resultados, se considera de interés la divulgación de esta información de forma global y simplificada. En este sentido, el objetivo de este trabajo es presentar un resumen del conjunto de las redes de vigilancia, incluyendo una serie de figuras con las estaciones que las constituyen, su distribución geográfica y los programas desarrollados en ellas.



## Sistema de calidad establecido por el consejo de seguridad nuclear en la vigilancia radiológica ambiental

LUQUE HEREDIA, S.<sup>1</sup>, MARUGÁN TOVAR, I.<sup>1</sup>, REY DEL CASTILLO, C.<sup>1</sup>, SALAS COLLANTES, R.<sup>1\*</sup>, STERLING CARMONA, A.<sup>1</sup>, RAMOS SALVADOR, L.M.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Área de Vigilancia Radiológica Ambiental. Consejo de Seguridad Nuclear. Madrid.

<sup>2</sup> Subdirección de Protección Radiológica Ambiental. Consejo de Seguridad Nuclear. Madrid.

\* Correspondencia –C-e: rsc@csn.es

**Palabras clave:** calidad, vigilancia radiológica ambiental, fiabilidad.

### Resumen

En este trabajo se presenta una visión global del sistema de calidad que aplica el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) en la vigilancia radiológica ambiental.

Dado que a lo largo de todo el proceso de realización de las medidas de niveles bajos de radiactividad, que son los que corresponden a las muestras obtenidas en los programas de vigilancia radiológica ambiental, existen diversos factores que pueden influir en los resultados que se obtienen, resulta de gran importancia tratar de garantizar la homogeneidad y fiabilidad de las medidas realizadas en los diferentes laboratorios nacionales. La confianza de los resultados de las medidas se asegura mediante el establecimiento e implantación de un sistema de calidad homogéneo y de procedimientos normalizados de muestreo y análisis para todos los laboratorios, así como mediante la supervisión ejercida por el CSN. En el caso de la vigilancia de las instalaciones, los titulares son responsables de implantar un programa de garantía de calidad que incluya la vigilancia radiológica ambiental. Tienen que realizar un programa de control de calidad analítico sobre un porcentaje entre el 5% y el 15% de los análisis del PVRA y además el CSN lleva a cabo su vigilancia independiente.

En los acuerdos establecidos con diferentes laboratorios y entidades para llevar a cabo la vigilancia nacional, se requiere la disponibilidad de la capacidad técnica suficiente para el desarrollo del programa requerido, así como un programa de garantía de calidad, y el uso de procedimientos normalizados.

El CSN supervisa todos los programas mediante la revisión de los datos proporcionados, la realización de inspecciones y auditorías periódicas y, además, el establecimiento de un programa anual de campañas de intercomparación analítica en las que participan todos los laboratorios implicados en la vigilancia radiológica ambiental.

El CSN lleva a cabo el programa anual de ejercicios de intercomparación analítica desde 1992, con el apoyo técnico del Ciemat, en el que participan más de 30 laboratorios que realizan medidas de radiactividad ambiental. Estas campañas resultan ser un medio de probada eficacia para asegurar la fiabilidad de los resultados obtenidos en los programas de vigilancia radiológica ambiental.

Por otra parte, para evitar que las diferencias en los procedimientos aplicados en las distintas etapas del proceso de medida de la radiactividad ambiental constituyan una posible fuente de variabilidad en los resultados, se continúan desarrollando, con el apoyo del CSN, procedimientos normalizados mediante grupos de trabajo específicos establecidos con este fin.

## Aspectos a considerar en el impacto radiológico asociado a una fuente de espalación de neutrones

---

TRUEBA\*, C., ROBLES, B., MORA, J.C., MARTÍNEZ, E.

CIEMAT, Madrid.

\* Correspondencia –C-e: cristina.trueba@ciemat.es

**Palabras clave:** impacto radiológico, factores de conversión a dosis, espalación de neutrones.

### Introducción

Una fuente de neutrones por espalación es una instalación que genera altos flujos pulsados de neutrones, cuando un blanco es bombardeado por protones de alta energía, generando otros radionucleidos de forma secundaria. Al manejar inventarios muy elevados de sustancias radiactivas, el potencial impacto radiológico derivado de la operación de este tipo de instalaciones podría ser significativo.

Una evaluación de impacto radiológico debería tener en cuenta, entre otros aspectos, el propio diseño de la instalación, el emplazamiento de la misma, las vías de exposición y los radionucleidos que se emiten y que podrían llegar a la población o a los propios trabajadores. En el marco de la futura Fuente Europea de Espalación (FEE), a pesar de estar decidido su emplazamiento en Lund (Suecia), no hay todavía un diseño definitivo de la misma, ni siquiera en lo referente al blanco de espalación, por lo que la evaluación del impacto radiológico derivado, se ha centrado en el análisis de los inventarios de radionucleidos generados en tres tipos de blancos (Hg, W y eutéctico de Pb/Bi), con el objetivo de determinar cual tendría un menor impacto radiológico.

En el presente trabajo se resumen los resultados obtenidos del análisis de los inventarios para los tres blancos de espalación, así como los desarrollos metodológicos futuros necesarios, para evaluar el impacto radiológico de este tipo de instalaciones ya sea para el licenciamiento, la operación o el desmantelamiento de las mismas.

### Material y métodos

Los cálculos de activación de materiales realizados sobre los distintos blancos propuestos para la futura FEE, han generado largos inventarios de radionucleidos. Éstos se han sometido a un proceso de análisis y cribado para reducir su número, consistente en descartar los elementos estables, los que presentan nula actividad, aquellos para los que no hay datos nucleares y, por último, aquellos con periodos de semidesintegración muy pequeños.

Estos nuevos inventarios se han comparado con los valores de los Factores de Conversión a Dosis (FCDs) publicados por la US EPA (Federal Guidance Report nº 12) y la IAEA, observándose que, para muchos de los radionucleidos generados no se encuentran documentado sus correspondientes FCDs. Estos factores son imprescindibles en las evaluaciones de impacto radiológico para poder estimar las dosis al público y a los trabajadores. Esto ha obligado a desarrollar una metodología para estimar estos factores una vez conocidas las emisiones beta y gamma de los radionucleidos que no presentan valores. La metodología se ha aplicado en un escenario de exposición externa concreto, para los radionucleidos generados sobre el diseño de blanco de espalación de wolframio rotatorio.

### Resultados y discusión

De los resultados obtenidos del análisis y cribado se desprende que, casi el 30% de los radionucleidos, en función del tipo de blanco de espalación, carece de FCDs. En general faltan más valores debidos a exposición interna que externa. El Hg es el blanco que presenta un mayor número de radionucleidos sin valores de FCDs, en torno al 28%, mientras que el W es el blanco que genera un mayor número de radionucleidos con valores.

La metodología desarrollada para estimar los valores de los FCDs en un escenario fijado (blanco de W y exposición externa), se ha validado mediante el cálculo de varios FCDs cuyos valores sí estaban documentados. La validación se hace necesaria para determinar si las hipótesis tomadas y las diferencias encontradas en las fuentes consultadas, en cuanto a datos nucleares, afectan a los resultados obtenidos. En el caso del W, los radionucleidos que más contribuirían a la dosis efectiva, según los cálculos realizados, serían:  $^{131}\text{Ce}$ ,  $^{84\text{m}}\text{Y}$ ,  $^{129\text{m}}\text{Ba}$ ,  $^{78}\text{Rb}$  e  $^{108}\text{I}$ .

### Conclusiones

Teniendo en cuenta que el riesgo radiológico de un radionucleido, es una combinación de su actividad su periodo de semidesintegración y su FCD, en el estado actual no es posible determinar que inventario, de los generados según el blanco de espalación, tendría un menor impacto radiológico.

Para realizar una evaluación fiable del impacto radiológico derivado de una fuente de neutrones por espalación, habría que desarrollar una metodología de estimación de los FCDs de aquellos radionucleidos generados que no tienen documentados estos valores. Esta metodología mostrará distinto grado de complejidad en función del tipo de exposición externa o interna. En ambos casos se utilizarán códigos montecarlo o modelos de cajas en escenarios específicos.



## **Inspección radiológica en una oficina construida con varilla contaminada con material radiactivo, en Tlaquepaque, Jalisco, México**

SALAS MAR, B.\*

Universidad Nacional Autónoma de México, México, D.F.

\* Correspondencia –C-e: salasmarb@yahoo.com.mx

**Palabras clave:** contaminación ambiental accidente radiológico México.

### **Introducción**

En una empresa dedicada a la compra y venta de chatarra para la industria siderúrgica, ubicada en la ciudad de Tlaquepaque, Jalisco, México, refieren haber comprado a la Comisión Federal de Electricidad, hace varios años, un lote de chatarra que incluía una gran cantidad de varilla de acero para la construcción de 1.5 pulgadas de diámetro, sin haber sido usada, razón por la cual ellos utilizaron para construir una oficina. Tiempo después, ordenaron la compra de un detector de radiación, para poder monitorear la chatarra que compraban. Cuando el proveedor entregó y mostró como se usaba el detector, en aquella oficina, empezó a registrar niveles de radiación superiores a los ambientales; pensando que el detector se habría descompuesto, salió de la oficina, donde notó la disminución de las lecturas. Regresó al interior de la oficina y monitoreó con especial atención “las columnas y los travesaños”, donde están embebidas las varillas de acero, notando que las lecturas se disparaban aún mas.

Cabe destacar que en 1983 tuvo lugar “El accidente radiológico de mayor importancia acaecido en México en los últimos años” ocurrido en Ciudad Juárez, Chihuahua, consistente en la fundición involuntaria de una fuente de Cobalto-60 (destinada inicialmente para usos médicos en teleterapia) y la fabricación de varillas para la construcción y bases metálicas para mesas, en la fundidora “Aceros de Chihuahua”, por lo que se presume, que las varillas de la oficina de Tlaquepaque, proceden de este accidente radiológico.

### **Material y métodos**

Utilizando un detector portátil de radiación marca Technical Associates, modelo TBM-6SP, serie No. 009658, con sonda de centelleo de yoduro de sodio No. serie 009658, se procedió primeramente a verificar su funcionamiento utilizando una fuente emisora de radiación gamma, notándose el incremento en la lectura en la carátula y en la señal audible, al acercarle la fuente gamma; posteriormente, se realizó la Inspección Radiológica en la oficina mencionada, enfatizando la toma de lecturas en los sitios donde las varillas de acero se encuentran embebidas y monitoreando los sitios donde nos permitieron el acceso, para no interrumpir las labores de este centro de trabajo; se obtuvieron diversas lecturas de los niveles de radiación, que resultaron superiores a los niveles de radiación de fondo. Se utilizó un posicionador geográfico marca E-Trex Legend, para ubicar el lugar donde se encuentra la empresa bajo estudio, obteniéndose las siguientes coordenadas N 20° 35' 51.6", W 103° 19' 19.6"

### **Resultados y discusión**

Se realizaron diversas lecturas, resultando el valor máximo registrado de  $4.38 \times 10^{-7}$  C/Kgh (1.7 miliRoentgens/hora) y el valor menor de  $2.32 \times 10^{-7}$  C/Kgh (0.9 miliRoentgens/hora). En el trabajo que podría presentarse, se incluirá un plano con las lecturas, algunas fotografías de las que se tomaron y una breve videograbación tomada en el sitio. Debe señalarse, que los trabajos de esta empresa dedicada a la compra y venta de chatarra, no requieren ser reglamentados por la Comisión Nacional de Seguridad Nuclear y Salvaguardias (CNSNS)

A pesar de que en la Facultad de Ciencias, de la Universidad Nacional Autónoma de México, se cuenta con un sistema analizador multicanal portátil, con el que se pudo identificar el radionúclidos emisor, por cuestiones internas, no pudo ser utilizado. Tampoco se pudo cortar una muestra de la varilla metálica, pues no sobresale ningún fragmento en esta construcción, lo que impidió su análisis en el laboratorio.

### **Conclusiones**

Las lecturas obtenidas muestran la presencia de un emisor de radiación gamma dentro de las paredes de la oficina estudiada, sin embargo, el radionúclidos emisor no fue identificado, pero se espera que para la fecha de celebración del Congreso en Sevilla, se haya podido identificar plenamente.

## Caracterización de un monitor de espectrometría gamma de LaBr<sub>3</sub> para las estaciones automáticas de vigilancia ambiental

VARGAS, A.<sup>1,\*</sup>, SALVADOR-CASTIÑEIRA, P.<sup>1</sup>, ROIG, M.<sup>1</sup>, FERNÁNDEZ-VAREA, J.M.<sup>2</sup>, PADRÓ, A.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Institut de Tècniques Energètiques, Universitat Politècnica de Catalunya, Diagonal 647, E-08028 Barcelona, Spain.

<sup>2</sup> Facultat de Física (ECM and ICC), Universitat de Barcelona, Diagonal 647, E-08028 Barcelona, Spain.

<sup>3</sup> Serveis Científic-Tècnics, Universitat de Barcelona, Lluís Solé i Sabarís, 1-3, E-08028 Barcelona, Spain.

\* Correspondencia –C-e: arturo.vargas@upc.edu

**Palabras clave:** vigilancia ambiental, tasa de dosis, espectrometría gamma, simulación Monte Carlo.

### Introducción

Las redes de vigilancia automática utilizan monitores de dosis ambiental, H\*(10), para la detección de una posible fuga radiactiva. Sin embargo dichos detectores no pueden diferenciar el origen natural, antropogénico o incluso electrónico de incrementos en los valores medidos con ellos. En este contexto, diversos países europeos se están planteando la posibilidad de instalar detectores de espectrometría gamma. En Finlandia, la autoridad competente en materia nuclear (STUK) ha instalado unos 20 detectores de LaBr<sub>3</sub> alrededor de las centrales nucleares. El LaBr<sub>3</sub> tiene propiedades comprendidas entre las del NaI y las del HPGe, con una buena resolución en energía (FWHM mejor que el 3% para el <sup>137</sup>Cs) y, a diferencia del HPGe, no necesita estar refrigerado. La estabilidad térmica es asimismo aceptable. En este marco europeo, el Institut de Tècniques Energètiques (INTE) de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) colabora con la Agencia Alemana de Protección Radiológica (BfS) con el objetivo de caracterizar un detector de LaBr<sub>3</sub> desarrollado por el BfS para su futura instalación en las redes de vigilancia automática. En este trabajo se presentan los resultados obtenidos con dicho monitor instalado en el terrado de las dependencias del INTE ubicadas en el Campus Sud de Barcelona así como las simulaciones Monte Carlo que permiten complementar su caracterización.

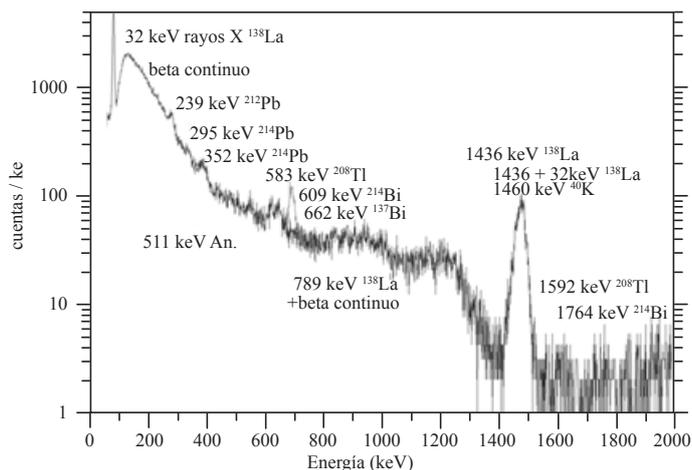
### Material y métodos

El detector de LaBr<sub>3</sub> es un cristal centelleador de 1" de diámetro y 1" de longitud modelo BrillanCe380 de la empresa Saint-Gobain. Está acoplado a un tubo fotomultiplicador modelo XP2060 de Photonis y a un preamplificador AS2712. La señal generada se adquiere mediante un multicanal digital de XIA. El análisis de los espectros se lleva a cabo mediante el programa Gammlab desarrollado en un trabajo anterior por la Universitat de Barcelona (UB) que ha sido específicamente adaptado para la ser utilizado con el monitor de LaBr<sub>3</sub>.

El estudio ha sido dividido en tres fases. En la primera, el monitor se expuso a fuentes puntuales de <sup>241</sup>Am, <sup>137</sup>Cs y <sup>60</sup>Co con el objetivo de validar las simulaciones Monte Carlo realizadas con PENELOPE/penEasy. En la segunda fase el monitor se ha irradiado en el Laboratorio de Calibración y Dosimetría del INTE a diferentes tasas de dosis ambientales, energías y ángulos de incidencia del haz de radiación. En la tercera etapa, el monitor ha sido instalado en el terrado del Campus Sud de Barcelona junto con un monitor de tasa de dosis Reuter-Stokes 112. Mediante el código PENELOPE/penEasy se ha simulado la respuesta del monitor en el caso de una hipotética fuga radiactiva.

### Resultados y discusión

La respuesta del detector en condiciones de laboratorio ha mostrado una correcta resolución en energía y linealidad con la tasa de dosis. En concreto para el <sup>137</sup>Cs la respuesta ha sido de unos 55 s<sup>-1</sup>/μSv h<sup>-1</sup>. Los resultados obtenidos en el proceso de validación en exposiciones en el Laboratorio del código PENELOPE/penEasy ha mostrado la capacidad de dicho código para ser utilizado en el estudio de la respuesta del monitor en condiciones reales. En la figura se muestra en negro un espectro real de fondo adquirido en el terrado del Campus Sud, en el que se han identificado los distintos picos. En rojo se ha superpuesto la respuesta simulada que se obtendría en el caso de una deposición por lluvia de <sup>137</sup>Cs de unos 5 kBqm<sup>-2</sup> en el suelo del terrado de 100 m<sup>2</sup>.



### Conclusiones

- El equipo formado por investigadores del INTE y de la UB está colaborando con el BfS en la caracterización de un monitor de LaBr<sub>3</sub> para estudiar su posible instalación en las redes de vigilancia.
- En el diseño del monitor se han considerado tanto criterios tecnológicos como económicos que permitan la viabilidad de su instalación en las redes de vigilancia de los distintos países.
- La realización de medidas experimentales en condiciones de laboratorio ha permitido validar la utilización del código Monte Carlo PENELOPE/penEasy para la realización de simulaciones en situaciones de posibles emisiones radiológicas a la atmósfera.
- Uno de los prototipos, instalado en el terrado del INTE en Barcelona, ha mostrado su capacidad en la detección de contaminación superficial en caso de deposición por lluvia.



## Estudio comparativo sobre almacenamiento y eliminación de residuos líquidos para diagnóstico en medicina nuclear

VÁZQUEZ VÁZQUEZ, R.\*, SÁNCHEZ GARCÍA, M., SANTAMARINA VÁZQUEZ, F., SOTO BÚA, M., MONTOYA PASTOR, A., LUNA VEGA, V., MOSQUERA SUEIRO, J., OTERO MARTÍNEZ, C., LOBATO BUSTO, R., POMBAR CAMEÁN, M.

Servizo de Radiofísica e Protección Radiolóxica, C. H. Universitario de Santiago de Compostela, Santiago de Compostela.

\* Correspondencia –C-e: Ruben.Vazquez.Vazquez@sergas.es

**Palabras clave:** protección radiológica, radiofármacos, efluentes radiactivos, depósitos de almacenamiento, gestión de residuos.

### Introducción

En la Instrucción IS-28 del Consejo de Seguridad Nacional, “sobre las especificaciones técnicas de funcionamiento que deben cumplir las instalaciones radiactivas de segunda y tercera categoría”, se establece que la instalación deberá disponer de sistemas adecuados para la gestión y almacenamiento temporal de residuos radiactivos. Así mismo, se fijan límites para la actividad total de efluentes radiactivos líquidos vertidos al alcantarillado público en un año. Este límite es de 1 GBq para radiofármacos basados en isótopos distintos del H-3 y C-14. Se establece, además, un límite para la concentración de actividad en el punto final de vertido a la red general de alcantarillado, basado en los límites de incorporación por ingestión para el grupo de edad “mayores de 17 años”.

El objetivo del presente trabajo es realizar un estudio comparativo sobre la actividad total de material vertido al alcantarillado público y la concentración de actividad en el punto final de vertido, para una instalación típica de Medicina Nuclear, en el caso de disponer o no de depósitos de almacenamiento de residuos radiactivos líquidos procedentes de técnicas diagnósticas, a partir de los datos reales del Servicio de Medicina Nuclear de nuestro hospital.

### Material y métodos

El servicio dispone de dos gammacámaras que funcionan en horario de mañana de lunes a viernes (una media de diez pacientes por gammacámara) y en horario de tarde los jueves (variable, entre seis y diez). Los pacientes orinan entre la inyección del radiofármaco y el estudio diagnóstico, recogiendo los residuos radiactivos líquidos en un sistema de recogida y almacenamiento que constaba de dos depósitos para diagnóstico, con una capacidad aproximada de 2500 litros cada uno. En abril de 2010 se instaló un nuevo depósito con la misma capacidad, para mejorar la necesidad de conseguir que la concentración de la actividad vertida en el momento de vaciado de los depósitos se mantuviera por debajo del límite exigido.

Para los pacientes que acudieron al Servicio de Medicina Nuclear entre enero de 2009 y noviembre de 2010 se recopiló datos de los radiofármacos y actividad suministrada. Con estos datos se hizo una estimación tanto de la actividad total como de la concentración de cada isótopo que se habrían vertido en el caso de no disponer de depósitos de almacenamiento.

Para la actividad vertida, teniendo en cuenta que todos los pacientes deben orinar antes de realizar el estudio diagnóstico, se estimó que la actividad eliminada por el paciente es de un 10% de la actividad total suministrada. La concentración vertida se obtuvo dividiendo la actividad vertida en un día por el consumo diario de agua del hospital.

### Resultados y discusión

Durante el año 2009, en el caso de no disponer de depósitos, se habría vertido una actividad de 264,47 GBq al alcantarillado, superando ampliamente el valor de 1 GBq establecido en la Instrucción IS-28.

Del mismo modo, en los 11 meses estudiados de 2010, la actividad vertida habría sido de 275,05 GBq, valor que, de nuevo, supera el límite de 1 GBq.

Durante el período de tiempo en el cual el servicio dispuso de dos depósitos (hasta abril de 2010), se realizaron un total de cinco evacuaciones, vertiendo en cada una de ellas una media de casi 500 KBq.

A partir de que se instaló el tercer depósito, los residuos líquidos pudieron permanecer almacenados durante más tiempo, lo que les permitió seguir decayendo. Finalmente, se consiguió que la actividad vertida en las dos evacuaciones siguientes fuera de 153 Bq y 1798 Bq respectivamente.

Por otra parte, de no haber dispuesto de depósitos, la concentración de la actividad habría superado el valor de referencia en un 55,42% de los días en 2009 y en un 60,83% de los días en los once primeros meses del año 2010. Los días que se suministró I-131, dicho valor se habría superado ampliamente, llegando a evacuarse concentraciones dos órdenes de magnitud mayores a dicho valor.

### Conclusiones

Los datos comparativos indican claramente que, para conseguir los límites máximo de actividad total y de concentración de cada radioisótopo indicados en la Instrucción IS-28, es esencial que, para la actual carga de trabajo, nuestro servicio de Medicina Nuclear disponga de depósitos para diagnóstico en los que los residuos radiactivos puedan decaer el tiempo necesario para este fin.

## Eficiencias de calibración y corrección de picos suma en detectores de HPGe mediante simulación montecarlo

SALVADOR-CASTIÑEIRA, P., SERRANO, I., VARGAS, A. \*, VALLÉS, I.

Institut de Tècniques Energètiques, Universitat Politècnica de Catalunya, Diagonal 647, 08028 Barcelona, España.

\* Correspondencia –C-e: arturo.vargas@upc.edu

**Palabras clave:** picos suma, espectrometría gamma, detectores hpge, simulación montecarlo.

### Introducción

El laboratorio de Análisis de Radiactividad (LARA) del Institut de Tècniques Energètiques (INTE) de la Universitat Politècnica de Catalunya (UPC) realiza medidas de bajos niveles de radiactividad en diferentes muestras ambientales, como por ejemplo, agua, suelos y partículas de aire. Para la medida de bajas actividades por espectrometría gamma el laboratorio dispone de 4 detectores de HPGe. Una de las problemáticas asociadas a la espectrometría gamma es el análisis de radionucleidos con desintegración en cascada, que produce en el espectro, picos suma. Este fenómeno se incrementa en el caso de que la distancia fuente-detector sea pequeña, como sucede en las medidas ambientales. Así, dependiendo de las matrices de análisis, el efecto de picos suma por desintegración en cascada en algunos radionucleidos puede ser importante. Con el objetivo de realizar la corrección de pico suma en el análisis por espectrometría gamma, se ha llevado a cabo la determinación del factor de corrección mediante simulación Montecarlo con el código PENELOPE/penEasy. En este trabajo se presentan los resultados de las calibraciones de las eficiencias en energía tanto experimentales como simuladas realizadas en tres detectores y tres geometrías de medida distintas, así como los factores de corrección obtenidos para varios radionucleidos.

### Material y métodos

El código de simulación del transporte de electrones y fotones por Monte Carlo PENELOPE/penEasy ha sido ampliado para tener en cuenta las detecciones en coincidencia.

Con el objetivo de verificar el código de simulación, se han realizado los cálculos de eficiencia con los datos suministrados por el grupo de trabajo del ICRM-GSWG, correspondientes a la intercomparación realizada en el 2008. En esta intercomparación se estimaron los factores de corrección de pico suma para los radionucleidos Cs-134 y Eu-152, con fuentes puntuales a 2 cm, 5 cm y 10 cm.

Las medidas experimentales en el LARA se han realizado para matrices de agua, suelo y cenizas en tres detectores de semiconductor HPGe: 1) HPGe-coaxial tipo p, con una eficiencia relativa de 23% , 2) HPGe-coaxial tipo n, con una eficiencia relativa del 33% y 3) HPGe-coaxial tipo n, con una eficiencia relativa de 41%.

Las eficiencias experimentales para los tres HPGe se han determinado con un solución patrón de isótopos gamma ( $^{241}\text{Am}$ ,  $^{109}\text{Cd}$ ,  $^{139}\text{Ce}$ ,  $^{57}\text{Co}$ ,  $^{60}\text{Co}$ ,  $^{137}\text{Cs}$ ,  $^{113}\text{Sn}$ ,  $^{85}\text{Sr}$ ) preparándose diferentes geometrías de medida. En este trabajo se presentan las calibraciones en eficiencia para las matrices de agua ( $\rho = 1\text{g/cm}^3$ ), suelo ( $\rho = 1,27\text{g/cm}^3$ ) y cenizas ( $\rho = 0,7\text{g/cm}^3$ ). Finalmente, la utilización de los factores de corrección obtenidos mediante el código PENELOPE/penEasy se han utilizado en muestras de intercomparaciones organizadas por la IAEA (2006, 2007 y 2010) y en materiales de referencia certificados.

### Resultados y discusión

Los resultados obtenidos de las eficiencias simuladas se han comparado con las eficiencias experimentales obteniéndose unas desviaciones inferiores al 10%.

Se han obtenido los factores de corrección de pico suma para el Cs-134 y el Eu-152, con tres distancias fuente-detector, en la intercomparación del ICRM-GSWG, lo que ha permitido validar el código de simulación PENELOPE/penEasy.

Por otra parte, la aplicación de los factores de corrección de pico suma para el Cs-134, se ha realizado en muestras ambientales que presentaban unas desviaciones respecto a la actividad certificada, comprendidas entre un 7-20%. Al aplicar dichos factores de corrección los resultados de actividad obtenidos presentan desviaciones inferiores al 6%, mejorando significativamente la calidad de las medidas.

### Conclusiones

- El código PENELOPE/penEasy ha sido ampliado para tener en cuenta los picos suma del Cs-134 y Eu-152.
- Se han obtenido las curvas de eficiencia en energía mediante simulación Monte Carlo para tres detectores de semiconductor HPGe y tres geometrías de medida distintas, así como los factores de corrección de pico suma para el Cs-134 en cada uno de los detectores y geometrías descritas.
- Los factores de corrección obtenidos para el Cs-134 se han aplicado en el análisis de diferentes matrices correspondientes a varias intercomparaciones y materiales de referencia, obteniéndose una mejora importante de los resultados para este radionucleido.
- Una futura actividad sería, la implementación en los picos de coincidencia de los rayos X, especialmente importante en aquellos detectores destinados a la medida de bajas energías.



## Estudios sobre la evaluación radiológica y modelización de la biosfera en la gestión de residuos radioactivos en España

PÉREZ-SÁNCHEZ, D.\* , TRUEBA, C., ROBLES B.

CIEMAT, Madrid

\* Correspondencia –C-e: d.perez@ciemat.es

**Palabras clave:** evaluación radiológica, modelos, biosfera, medio ambiente, gestión de residuos.

### Introducción

Durante los últimos años, el CIEMAT, ha desarrollado para ENRESA, una metodología y herramientas para la evaluación de seguridad de la biosfera en la gestión de residuos radioactivos. Esta metodología incluye como aspecto primordial la modelización de la migración y acumulación de radionucleidos en la biosfera (atmósfera, aguas superficiales o suelos) con el objetivo de poder realizar la evaluación del impacto radiológico de la distribución de los radionúclidos en el medio ambiente.

Las evaluaciones de la seguridad a largo plazo en la gestión de residuos radioactivos, implica que la dosis anual de radiación debido a la posible liberación de los radionúclidos a la biosfera no supere los límites reglamentarios para los miembros del público. Para cuantificar estas dosis se deben desarrollar modelos que primero describan el comportamiento de los radionúclidos en el medio ambiente y que también permitan calcular las concentraciones en los distintos compartimentos de la biosfera, para posteriormente estimar las dosis de radiación a los seres humanos y el medio ambiente, a través de las diferentes vías de exposición.

Bajo el financiamiento de ENRESA, nuestro grupo está desarrollando proyectos relacionados con la evaluación de seguridad de la biosfera, los cuales comprenden varios estudios. En este trabajo se describen los últimos resultados obtenidos y los trabajos en ejecución.

### Materiales y Métodos

Los primeros estudios se relacionan con el desarrollo de modelos que describen el comportamiento de radionúclidos especiales en la biosfera (C136, C14, Se79), para identificar y cuantificar los procesos y parámetros que tienen mayor relevancia en las evaluaciones. Como parte de estos estudios y con el objetivo de completar los requisitos futuros de la gestión de los residuos procedentes de industrias NORM, se está actualizando la información en el conocimiento del transporte y la migración de los radionúclidos en la cadena de desintegración del U238 en el medio ambiente.

Otros estudios en desarrollo, evalúan cómo afecta, la consideración de diferentes escenarios climáticos, a los procesos y parámetros más importantes de la modelización del sistema suelo-planta. Estos estudios también consideran las repercusiones en la evaluación radiológica, el comportamiento estacional de la temperatura, la precipitación y las prácticas de riego en diferentes condiciones climáticas españolas.

Los resultados y trabajos realizados en estos proyectos no sólo se han desarrollado a nivel nacional sino también en el marco de proyectos internacionales, a través de nuestra participación en grupos de trabajo del proyecto EMRAS del OIEA y el foro internacional BIOPROTA.

### Resultados y discusión

Como resultado de estos proyectos se han desarrollado modelos que describen el comportamiento de los radionúclidos especiales C14, C136 y Se79. En el caso de C136 y C14 se han desarrollado modelos de actividad específica, por la abundante presencia de isótopos estables en la naturaleza y debido a que presentan procesos que los diferencian del comportamiento de otros radionúclidos en la biosfera (ej. fotosíntesis).

En el caso del Se79, se ha desarrollado un modelo que describe su comportamiento redox en el suelo. Este modelo ha sido también aplicado a otros elementos con igual comportamiento como son el Tc99 y el U238. También, debido a que el modelo se basa en el balance hidrológico del sistema suelo-planta, se está utilizando para estudiar la influencia de diferentes condiciones climáticas en los modelos de evaluación radiológica.

### Conclusiones

Los resultados obtenidos en estos estudios nos permitirán desarrollar modelos detallados de comportamiento de diferentes radionúclidos en el medio ambiente, así como también conocer la influencia de los cambios climáticos y las prácticas de riego para las condiciones climáticas específicas de España en la evaluación radiológica en la gestión de residuos.

Como resultado de todos estos trabajos se obtendrá una actualización de los modelos, parámetros y herramientas utilizadas en la metodología de evaluación de seguridad de la biosfera en la gestión de los residuos radioactivos, acorde a las capacidades de nuestro grupo del CIEMAT y considerando los conocimientos y la mejores prácticas internacionales en la aplicación de estas metodologías.

## Frederica: una base de datos sobre los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes en flora y fauna

---

REAL, A.<sup>1,\*</sup>, HOREMAN, N.<sup>2</sup>, NEWSOME, L.<sup>3</sup>, OUDALOVA, A.<sup>4</sup>, STARK, K.<sup>5</sup>, WILLRODT, C.<sup>6</sup>, YOSHIDA, S.<sup>7</sup>, HINTON, T.<sup>8</sup>

<sup>1</sup> Protección Radiológica del Público y del Medio Ambiente. CIEMAT, Madrid, España.

<sup>2</sup> Biosphere Impact Studies. SCK-CEN, Mol, Bélgica.

<sup>3</sup> Chemicals and Radioactive Substances. Environment Agency. Reino Unido.

<sup>4</sup> Russian Institute of Agricultural Radiology & Agroecology, Obninsk, Rusia.

<sup>5</sup> Department of Systems Ecology, Universidad de Estocolmo, Suecia.

<sup>6</sup> Federal Office for Radiation Protection (BfS), Salzgitter, Alemania.

<sup>7</sup> Research Center for Radiation Protection, National Institute of Radiological Sciences, Chiba-shi, Japón.

<sup>8</sup> Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire (IRSN), Cadarache, Francia.

\* Correspondencia –C-e: [almudena.real@ciemat.es](mailto:almudena.real@ciemat.es)

**Palabras clave:** protección radiológica; efectos biológicos, base de datos, fauna, flora.

### Introducción

Para poder evaluar de forma adecuada el impacto que las radiaciones ionizantes pueden tener en el medio ambiente, es necesario conocer tan en detalle como sea posible, la relación existente entre la dosis recibida y los efectos biológicos producidos en animales y plantas.

La base de datos FREDERICA, se desarrolló originalmente durante el proyecto europeo ERICA, con el objetivo de recopilar toda la información existente sobre los efectos biológicos de las radiaciones ionizantes en flora y fauna. Al finalizar ERICA en 2007, FREDERICA contaba con 1.200 referencias, lo que suponía alrededor de 29.000 datos.

Dada la utilidad que tiene esta base de datos para las evaluaciones de riesgo radiológico en el medio ambiente, dentro del Programa internacional EMRAS-II del OIEA, se decidió que sería conveniente actualizar FREDERICA, añadiendo toda la información publicada desde 2006, año de su última actualización.

### Material y métodos

Se ha realizado una revisión bibliográfica, utilizando tanto herramientas de búsqueda en Internet a través de palabras clave, como analizando artículos o informes de revisión publicados sobre el tema en donde se citaban un gran número de estudios realizados con animales y plantas expuestos a radiación ionizante.

### Resultados y discusión

La revisión bibliográfica rindió del orden de 600 trabajos, si bien no todos ellos eran adecuados para ser incorporados en FREDERICA (por ejemplo artículos de revisión en los que no se daban detalles experimentales). Además, los resultados mostraron que un gran número de trabajos habían sido publicados en ruso (cerca de 250).

En la actualización de FREDERICA, además de incluirse los trabajos publicados desde 2006, se incorporó un número importante de publicaciones de la literatura rusa, en parte gracias al esfuerzo realizado por el OIEA para que pudieran ser traducidas al inglés. Así, desde que en 2009 comenzara EMRAS-II se han añadido alrededor de 220 nuevas referencias a FREDERICA, 66 de las cuales pertenecen a la literatura rusa. Destacar que se ha aumentado significativamente la información sobre estudios realizados en campo (fundamentalmente en áreas contaminadas como consecuencia del accidente de Chernobyl), así como los datos para algunas especies, por ejemplo insectos, para las cuales no había demasiada información en la anterior versión de FREDERICA.

Todas las referencias incluidas en FREDERICA han sido sometidas a un “control de calidad”, con objeto de determinar la utilidad de los datos del estudio en evaluaciones de impacto radiológico, no pretendiendo juzgar el diseño o la forma en la que se realizó el estudio. Los resultados del control de calidad también son incorporados en la base de datos.

Tras esta actualización de la base de datos, FREDERICA contiene en la actualidad alrededor de 1.500 referencias sobre los efectos de la exposición a radiaciones ionizantes en flora y fauna.

### Conclusiones

La base de datos FREDERICA es la única existente en la actualidad sobre efectos biológicos de las radiaciones ionizantes en flora y fauna, siendo de gran utilidad a la hora de evaluar el impacto radiológico en el medio ambiente. De hecho, FREDERICA forma parte de la herramienta de evaluación ERICA, que permite a los usuarios realizar predicciones de dosis en especies no humanas y establecer los posibles efectos derivados de esas exposiciones en biota.

En la actualidad, la nueva información incorporada en FREDERICA está siendo utilizada en EMRAS-II para realizar estudios de distribución de sensibilidad en especies (SSD del inglés, Species Sensitivity Distribution) dirigidos a establecer valores de cribado que permitan discriminar que situaciones de exposición a radiación pueden implicar un riesgo para la biota.



## Herramientas para evaluar el impacto medio ambiental de las radiaciones ionizantes. Aplicación en el escenario de El Cabril

REAL, A. \*, ROBLES, B., CANCIO, D.

Unidad de Protección Radiológica del Público y del Medio Ambiente. CIEMAT. Madrid.

\* Correspondencia –C-e: almunera.real@ciemat.es

**Palabras clave:** radioecología, protección radiológica; medioambiente, efectos biológicos.

### Introducción

Existe consenso a nivel internacional de la necesidad de demostrar de forma explícita que el medio ambiente está adecuadamente protegido de los potenciales efectos nocivos que pudieran causar las radiaciones ionizantes. Dicha necesidad no surge porque exista una mayor preocupación por el potencial impacto de las radiaciones en especies no humanas, si no que viene marcada por la creciente relevancia que han ido adquiriendo en los últimos años todos los temas relacionados con la protección del medio ambiente frente a cualquier posible contaminante, incluyendo las radiaciones ionizantes.

Para poder llevar a cabo evaluaciones del potencial riesgo radiológico en la fauna y la flora, es necesario contar con herramientas adecuadas para tal fin. Durante las dos últimas décadas diversos países e instituciones han desarrollado diversas aproximaciones y herramientas que faciliten evaluar el impacto medio ambiental de las radiaciones ionizantes. Las dos herramientas más completas y que han sido utilizadas por organizaciones diferentes a las que la desarrollaron son ERICA y RESRAD-BIOTA.

### Material y métodos

El presente trabajo se ha realizado dentro del Convenio Marco entre CIEMAT y ENRESA sobre “Protección Radiológica del Público y el Medio Ambiente en la Gestión de Residuos Radiactivos”.

La evaluación del potencial impacto radiológico en animales y plantas se ha realizado utilizando las herramientas ERICA y RESRAD-BIOTA. Ambas son de libre acceso en internet, siendo necesario únicamente registrarse para poder acceder a ellas. El escenario elegido para las evaluaciones ha sido la instalación de almacenamiento de residuos radioactivos de baja y media actividad de El Cabril (ENRESA), situada en Sierra Albarrana, Córdoba. Como el objetivo del trabajo era en una primera etapa realizar un análisis comparativo de ambas herramientas de evaluación, se decidió utilizar los datos disponibles sobre las emisiones a la atmósfera de la instalación en fase de explotación en operación normal.

Los datos utilizados en las evaluaciones en cuanto al tipo de radionucleido y la actividad emitida en condiciones de operación normal de la instalación, son los descritos en el Estudio de Seguridad para El Cabril, realizado por ENRESA en 1991.

### Resultados y discusión

Las dos herramientas utilizadas para realizar la evaluación (ERICA y RESRAD-BIOTA) utilizan aproximaciones graduales, es decir cuentan con varios niveles de complejidad a la hora de realizar la evaluación, en función de la información disponible sobre el escenario a analizar. El nivel básico o “nivel de cribado” es muy conservador y no requiere disponer de una información muy detallada sobre el escenario a evaluar. En cuanto a los organismos para los que se hace la evaluación, ambas herramientas utilizan un grupo de organismos por defecto, para los cuales se proporcionan valores por defecto de parámetros y/o modelos de transferencia, geometrías y coeficientes dosimétricos asociados, asunciones de hábitos, etc.

A la hora de estimar las concentraciones de actividad de radionucleidos en animales y plantas a partir de las concentraciones de actividad en el medio, se pueden utilizar valores de coeficientes de concentración en equilibrio por defecto o los del propio usuario. Igualmente se pueden utilizar medidas de concentración de actividad en biota propias. Para la evaluación dosimétrica, las dos herramientas usan una simplificación, representando a los organismos como formas sencillas (principalmente elipsoides). Las tasas de dosis absorbidas (Gy por unidad de tiempo) se estiman utilizando coeficientes de conversión de dosis, que relacionan la tasa de dosis absorbida no ponderada con la concentración de actividad en un organismo o en el medio. Se utilizan factores de ponderación de la radiación para derivar las tasas de dosis equivalentes para emisores alfa y beta.

Los resultados obtenidos con las dos herramientas concuerdan en que los niveles de exposición en flora y fauna, como consecuencia de las emisiones de la instalación de El Cabril en operación normal, están por debajo del valor de dosis de cribado, es decir, el riesgo de aparición de efectos nocivos en animales y plantas es despreciable.

En la actualidad se están realizando evaluaciones del impacto en fauna y flora de situaciones accidentales hipotéticas que pudieran provocar salidas a la atmósfera de material radioactivo. Para estos escenarios se utilizarán los niveles de evaluación más complejos disponibles en ambas herramientas, lo que permitirá caracterizar que animales y plantas pueden tener un mayor riesgo como consecuencia de las emisiones producidas en las situaciones accidentales hipotéticas consideradas.

### Conclusiones

Las herramientas ERICA y RESRAD-BIOTA han mostrado ser de utilidad para la estimación de potenciales riesgos radiológicos en el medio ambiente. Como era de esperar, la instalación de El Cabril en fase de explotación en operación normal, produce emisiones que rinden niveles de exposición para la flora y la fauna inferiores al nivel de dosis de cribado, no existiendo por tanto un riesgo para las especies que habitan la zona.

## Creación de una alianza europea en radioecología

---

REAL, A. \*, MORA, J.C., ROBLES, B., CANCIO, D.

Unidad de Protección Radiológica del Público y del Medio Ambiente. CIEMAT. Madrid.

\* Correspondencia –C-e: almudena.real@ciemat.es

**Palabras clave:** radioecología, protección radiológica; medioambiente.

### Introducción

El renovado interés por la energía nuclear de los últimos años junto con los retos científicos relacionados con el ciclo de combustible nuclear, han hecho que en todo el mundo aumente el interés por la radioecología. Sin embargo, es una realidad que las capacidades de esta disciplina han ido reduciéndose de forma gradual en las últimas décadas. Esto se debe en parte a que el colectivo de expertos en el tema ha ido disminuyendo, ya que los expertos que han ido jubilándose no han podido en muchos casos ser reemplazados, al ser cada vez menos numerosos los programas de formación en esta disciplina. A esto hay que sumarle que la financiación de proyectos de investigación en radioecología está al mínimo en muchos países europeos.

En este contexto, hace algo más de un año ocho organizaciones europeas, entre ellas el CIEMAT, crearon una Alianza en Radioecología, comprometiéndose a integrar parte de sus esfuerzos de I+D en una nueva Agenda Estratégica de Investigación, con objeto de integrar y hacer sostenible a largo plazo la investigación en esta disciplina.

### Material y métodos

Una de las primeras acciones llevadas a cabo por la Alianza ha sido presentar una solicitud a la UE, solicitando financiación para la creación de una Red de Excelencia en Radioecología, dentro del VII Programa Marco de EURATOM. Dicha propuesta fue aprobada en diciembre de 2010, comenzando el proyecto en febrero de 2011.

En la elaboración de la propuesta participaron nueve instituciones, pertenecientes a ocho países (Alemania, Bélgica, España, Finlandia, Francia, Noruega, Reino Unido, Suecia).

### Resultados y discusión

La elaboración de la propuesta para la creación de una Red de excelencia en Radioecología dio como resultado un plan detallado de actuación para los próximos cincuenta y cuatro meses. En dicho plan se incluyen no solo las actividades de investigación que se detallan más adelante en este trabajo, sino también actividades de formación, educación y movilidad así como diversas actividades relacionadas con la gestión y diseminación del conocimiento.

El proyecto tiene tres importantes líneas de investigación que integran distintos ámbitos de la radioecología. Estas líneas tienen los siguientes objetivos científicos y tecnológicos:

- Estudiar la viabilidad de integrar las actuales evaluaciones de riesgo existentes para humanos y medio ambiente en una aproximación común.
- Determinar la necesidad o no de que los actuales criterios de protección radiológica deban considerarse en un contexto de múltiples contaminantes.
- Aumentar la base científica necesaria para llevar a cabo las extrapolaciones necesarias para derivar los criterios de protección ecológica para poblaciones de animales y plantas expuestas a dosis bajas de radiación.

Para ayudar a alcanzar estos objetivos, STAR cuenta con un mecanismo de integración muy poderoso, la creación de Observatorios para la investigación en radioecología. La idea es que se seleccionen uno o más emplazamientos contaminados, para que STAR pueda probar hipótesis y aproximaciones desarrolladas en las distintas líneas de investigación. El hecho de centrar la investigación en lugares comunes permitirá mejorar de forma iterativa los métodos y modelos desarrollados durante el proyecto, llevando a una mejor comprensión del comportamiento y los efectos de los radionucleidos.

### Conclusiones

La Alianza en Radioecología, recientemente creada en Europa pretende evitar que las capacidades en esta disciplina sigan fragmentándose, como ha venido ocurriendo en los últimos años. A través de la Red de excelencia se ha adquirido el compromiso de aunar esfuerzos y a fomentar la sostenibilidad de la investigación en esta área en Europa. Pero, el objetivo a largo plazo de la Alianza, es que esta sostenibilidad sea una realidad a nivel internacional.



## Implementación de sistema TLD hipersensible en el laboratorio de dosimetría ambiental del Ciemat

RODRIGUEZ JIMENEZ, R.\* , LÓPEZ MOYANO, J.L., ROMERO GUTIERREZ, A.M<sup>a</sup>

Ciemat, Madrid.

\* Correspondencia –C-e: rafael.rodriguez@ciemat.es

**Palabras clave:** vigilancia del público, dosimetría ambiental, dosímetros termoluminiscentes.

### Introducción

Los programas de vigilancia de trabajadores expuestos a radiaciones ionizantes y de público en el entorno de las instalaciones requieren la utilización de dosímetros de área y ambientales respectivamente. El Laboratorio de Dosimetría Ambiental y de Área (LDA) del Ciemat lleva a cabo estos controles en el ámbito de los programas de vigilancia de estas instalaciones. El LDA del Ciemat cuenta para ello con sistemas de lectura de dosímetros termoluminiscentes (DTL).

El trabajo muestra los ensayos realizados y los resultados obtenidos para la puesta a punto de un sistema DTL hipersensible basado en LiF:Mg,Cu,P.

### Material y métodos

El LDA dispone de los siguientes medios para el tratamiento y lectura de DTL hipersensibles de LiF:Mg,Cu,P (GR-200):

- Hornos para el tratamiento térmico y borrado de los detectores.
- Irradiador beta para verificación y control de calidad del sistema.
- Sistema lector Thermo 5500 y programa de control WinREMs.

La validación del método empleado, basado en la norma IEC 1066 (1991), es un requisito necesario para la acreditación de los laboratorios de acuerdo con la norma ISO/EIC 17025 (2005), proceso en el cual se encuentra actualmente inmerso el LDA del Ciemat, y que incluye los ensayos de:

- a) Homogeneidad y reproducibilidad.
- b) Ajuste del ciclo de calentamiento.
- c) Obtención de dosis residual (límite inferior de detección).
- d) Respuesta energética.
- e) Linealidad señal-dosis en el rango de la calibración (0,025 – 0,500 mSv).

### Resultados y discusión

La realización de los ensayos ha proporcionado los siguientes resultados:

- a) Variación de la homogeneidad inferior al 30%.
- b) Variación de la reproducibilidad inferior al 7,5%.
- c) Dispersión de la relación lectura/residuo inferior al 10%.
- d) Respuesta energética +30% (TLD-100) y  $\pm 20\%$  (GR-200) en el rango 20-1250 KeV.
- e) Calibración con incertidumbre ( $k=2$ ) inferior al 10%.

El material que se utilizaba anteriormente (TLD-100) para la evaluación de dosis, ha sido sustituido por el material hipersensible GR-200, con el cual:

- El tiempo empleado para el borrado se reduce a 30 minutos frente a las 4 horas de TLD-100. Sin embargo, la inicialización de GR-200 precisa más ciclos de borrado que TLD-100 para estabilizar la sensibilidad.
- El límite inferior de detección se reduce en un factor 30 frente a TLD-100.
- La respuesta relativa para fotones de baja energía es menor que para TLD-100. La utilización conjunta de TLD-100 y GR-200 permite detectar posibles exposiciones a fuentes de baja energía.

### Conclusiones

Los ensayos realizados satisfacen los criterios de aceptación establecidos en los procedimientos técnicos del LDA.

## **Análisis de incertidumbres en las evaluaciones de la dosis al público: Crom Probabilista**

MORA, J.C.\* , ROBLES, B., CORTÉS, D., RODRIGUEZ, J.

CIEMAT, Madrid.

\* Correspondencia –C-e: Jc.mora@ciemat.es

**Palabras clave:** vertidos rutinarios, impacto radiológico al público, códigos de cálculo.

### **Introducción**

Para realizar las evaluaciones del impacto radiológico tanto en las instalaciones nucleares, radiactivas como en las instalaciones NORM se utilizan modelos genéricos como los que se han descrito, entre otros, en documentos técnicos tanto de la Unión Europea como del OIEA.

Esos modelos, para facilitar los cálculos, asegurar un adecuado control de la calidad de los resultados y una equivalencia de resultados para iguales condiciones, se trasladan a códigos informáticos.

Nuestro grupo de CIEMAT, junto con el laboratorio de Informática de la ETSII de la Universidad Politécnica de Madrid, desarrolló, basándose en los modelos genéricos del OIEA recogidos en el documento técnico SRS 19, el código CROM, que fue cedido al OIEA en el año 2008 y que el Organismo utiliza como software de referencia para estos cálculos.

Esta versión determinista de CROM es útil para la realización de evaluaciones conservadoras, pero también puede utilizarse para conseguir estimaciones más realistas utilizando valores. Sin embargo, un cálculo más realista como ese conlleva la necesidad de evaluar las incertidumbres asociadas al resultado.

Para avanzar en esta dirección se ha desarrollado una nueva versión de CROM que tiene la capacidad añadida de realizar los cálculos de esas incertidumbres.

### **Material y métodos**

CROM está basado en los modelos de dilución y transporte de los vertidos rutinarios desarrollados en el documento SRS 19. Además incorpora los datos necesarios para las evaluaciones de 151 radionucleidos y de valores recomendados para muchos parámetros, que pueden ser utilizados por defecto en las evaluaciones más conservadoras.

Para el análisis de las incertidumbres de los resultados se ha añadido al software la capacidad de poder definir cada parámetro en forma de distribución de probabilidad, en lugar de cómo un valor único. Las distribuciones de probabilidad agregadas al código son las habituales en estos cálculos: normal, lognormal, exponencial, triangular y uniforme. De este modo, mediante la generación pseudoaleatoria de cada parámetro en función de dichas distribuciones, se consiguen distintos valores para los resultados finales, tanto de las concentraciones de actividad de los distintos medios, como de la dosis efectiva al individuo representativo, que permite un análisis estadístico de los mismos y por lo tanto de las incertidumbres asociadas a dichos resultados.

### **Resultados y discusión**

El código presentado, en su versión determinista, se ha utilizado en diversos escenarios de vertidos rutinarios, tanto hipotéticos como reales, con resultados satisfactorios. Los resultados obtenidos con el nuevo código probabilista permiten avanzar en el realismo de dichas evaluaciones, evitando el riesgo de una infravaloración inadvertida de los resultados.

### **Conclusiones**

Esta versión probabilista de CROM, al igual que se hizo con la versión determinista, está siendo probada antes de ser cedida al OIEA. Tras un adecuado control de calidad del software, reemplazará la versión anterior y será distribuido, de forma gratuita, a todos aquellos que deseen utilizarlo.

# Área 13

## Desmantelamiento y clausura de instalaciones.

## Gestión de residuos radiactivos

Clausura de instalaciones nucleares y radiactivas; requisitos legales, informes y procedimientos

Gestión externa de residuos radiactivos y efluentes

Transporte externo de materiales radiactivos y de residuos

Impacto ambiental

Desclasificación de materiales residuales

Liberación de estructuras, edificios y terrenos

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





Procedimientos para optimizar la gestión de materiales residuales generados en centros de investigación y docencia . . . . .	545
Macías Domínguez, M.T., Pérez Serrano, J., Pulido Mora, J., Sánchez Sánchez, A., Sastre González, G., Usera Mena, F.	
Hacia la modelización estadística de la gestión y tratamiento de chatarras con baja y muy baja actividad residual. . . . .	546
García-Bermejo Fernández, R., Anaya Lázaro, M.	
Estudio de la concentración de actividad de radionucleidos naturales en el subsuelo de una antigua instalación nuclear . . . . .	547
Yagüe, L., Alvarez, A., Navarro, N., Nogueras, C.	
Protección radiológica en el proyecto Pimic-desmantelamiento de algunas instalaciones del CIEMAT. . . . .	548
Ortiz Ramis, M <sup>a</sup> . T., González Corral, O., Gallego Acero, E., Sastre Padró, J.	
Determinación de relaciones isotópicas entre radionucleidos naturales en áreas impactadas . . . . .	549
Navarro, N., Crespo, M.T., Alvarez, A., Yagüe, L.	
Cuantificación de impurezas de europio en el radiofármaco Quadramet mediante detector de Ge Hp . . . . .	550
Rossell, M <sup>a</sup> . A., Jurado, M., Sánchez, R., Carbajo, J., Peña, J.J.	
Aplicación de la Guía de Seguridad del CSN sobre el contenido y criterios para la elaboración de los planes de gestión de residuos en las instalaciones nucleares. . . . .	551
Álvarez Alonso, M.A., Simón Cirujano, M.I.	
Espectrometría de neutrones en el almacén temporal de residuos de la central José Cabrera (Zorita) . . . . .	552
Domingo, C., Amgarou, K.	
Metodología de medida integrada de tierras con contenido de transuránidos . . . . .	553
Correa Garcés, E., Sáez Vergara, J.C., Burgos García, D., Sancho Llerandi, C.	
Determinación de la actividad de transuránicos en las fracciones granulométricas de tierras contaminadas . . . . .	554
Sáez Vergara, J.C., Aragón del Valle, A., Correa Garcés, E., Burgos García, D., Lanzas Sánchez, M.R., Herbella Blázquez, M., Sancho Llerandi, C.	
Caracterización de chatarras para su desclasificación con el equipo Box-Counter . . . . .	555
González Gandal, R., Rodríguez Gómez, M.A. , Gimeno Blesa, E., Quirós Gracián, M., Felez Justes, A.	
Experiencia de la desclasificación de los residuos radiactivos procedentes de Centrales Nucleares Españolas como alternativa de vía de gestión . . . . .	556
Rodríguez Gómez, M.A., González Crespo, M.	





## Procedimientos para optimizar la gestión de materiales residuales generados en centros de investigación y docencia

MACÍAS DOMÍNGUEZ, M.T.<sup>1</sup>, PÉREZ SERRANO, J.<sup>2</sup>, PULIDO MORA, J.<sup>2</sup>, SÁNCHEZ SÁNCHEZ, A.<sup>3,\*</sup>, SASTRE GONZÁLEZ, G.<sup>2</sup>, USERA MENA, F.<sup>4</sup>

<sup>3</sup> Servicio de Protección Radiológica. Instituto de Investigaciones Biomédicas “Alberto Sols” (CSIC-UAM), Madrid.

<sup>4</sup> Instalación Radiactiva. Universidad de Alcalá de Henares, Madrid.

<sup>5</sup> Servicio de Seguridad Biológica y Protección Radiológica. Centro de Biología Molecular “Severo Ochoa” (CSIC-UAM), Madrid.

<sup>6</sup> Servicio de Protección Radiológica y Seguridad Biológica. Centro Nacional de Biotecnología (CSIC), Madrid.

\* Correspondencia – C-e: masanchez@cbm.uam.es

**Palabras clave:** materiales residuales con contenido radiactivo, clasificación, caracterización, desclasificación.

Las instalaciones radiactivas de investigación y docencia generan materiales residuales con contenido radiactivo muy heterogéneos de baja o muy baja actividad, en gran parte desclasificables. Para optimizar la gestión de estos materiales se han publicado dos guías técnicas que definen los componentes de un sistema general de gestión [1] y que se centran en la caracterización radiológica de estos materiales para determinar las vías de evacuación más adecuadas [2]. La guía técnica publicada en el año 2002 [2] supuso un gran avance al aportar procedimientos detallados para caracterizar los residuos generados en diferentes técnicas radioisotópicas. Sin embargo, la experiencia adquirida en su aplicación puso de manifiesto las dificultades que implica el uso del protocolo de caracterización radiológica incluido, así como la existencia de aspectos relativos a la gestión de los residuos líquidos, mixtos y otros materiales que aún no se han resuelto.

Para resolver estos aspectos, se puso en marcha un proyecto de investigación financiado por Enresa, en el cual han participado cuatro centros de investigación y docencia de gran tamaño. El proyecto se inició en julio de 2008 finalizándose en diciembre de 2010. Los objetivos perseguidos han sido los siguientes:

- Caracterización radiológica y química de los residuos radiactivos generados en las diferentes técnicas.
- Propuesta de una gestión adecuada para los residuos mixtos.
- Propuesta de valores de desclasificación para los residuos líquidos.
- Propuesta de una gestión adecuada para los residuos generados en las técnicas de microscopía electrónica.

Los resultados obtenidos hasta el momento son los siguientes:

- Caracterización radiológica: tras seleccionar las técnicas radioisotópicas a caracterizar, se realizó un protocolo de caracterización para medir la actividad de los residuos líquidos y mixtos y obtener la actividad en sólidos mediante la expresión: Actividad estimada en sólidos = Actividad inicial – (Actividad en líquidos + Actividad en mixtos). Se caracterizaron varias técnicas, demostrándose la fiabilidad del protocolo y obteniéndose un perfil de la tipología de los residuos que se generan en las técnicas más representativas.
- Caracterización química: se determinaron los componentes químicos más importantes en los residuos líquidos y mixtos. La información obtenida es importante para que los gestores finales puedan aplicar los métodos de gestión más adecuados.
- Propuesta de una gestión adecuada para los residuos mixtos: previamente se realizó una revisión bibliográfica para comprobar lo que indican los documentos técnicos de referencia internacionales y que tipo de gestión se realiza con estos residuos en diferentes países. Teniendo en cuenta la documentación revisada, se consideró que la vía más conveniente de gestión final es la incineración. Posteriormente se realizó un supuesto teórico en colaboración con la Unidad de Protección Radiológica del Público y del Medio Ambiente (CIEMAT), con objeto de determinar cual es la actividad total máxima anual de estos residuos eliminados mediante incineración para no superar la dosis de 10  $\mu$ Sv/año para el público. Una vez determinado este valor, y conocida la masa total de los residuos que se generan al año en España, se pudo determinar el límite de actividad específica. Por último se redactó un procedimiento general de gestión para estos residuos que es fácilmente aplicable por cualquier instalación radiactiva, ayudando a que gran parte de estos residuos se puedan desclasificar y transferir a gestores autorizados para residuos peligrosos
- Propuesta de valores de desclasificación para los residuos líquidos: al igual que para los residuos mixtos, previamente se realizó una revisión bibliográfica. Posteriormente se realizaron los cálculos para determinar las concentraciones de vertido de residuos líquidos acuosos con objeto de establecer el nivel de desclasificación que se debiera adoptar en cada eliminación. Estos cálculos incluyen el límite de incorporación anual por ingestión y la concentración máxima de actividad en el punto final de la red de alcantarillado. Con respecto a la gestión de los residuos líquidos orgánicos desclasificables, se consideró como vía más adecuada, al igual que para residuos mixtos, su transferencia a gestores autorizados de residuos peligrosos para su posterior incineración. Por último, se redactó un procedimiento general de gestión para líquidos que se puede aplicar fácilmente por cualquier instalación radiactiva. En este procedimiento se adjuntan los cálculos indicados, mostrándose los protocolos de toma de decisión con respecto a las posibles vías de eliminación o transferencia de los residuos radiactivos líquidos.
- Propuesta de una gestión adecuada para los residuos generados en las técnicas de microscopía electrónica: estos residuos están constituidos fundamentalmente por sales de uranio. Como en los anteriores apartados, previamente se realizó una revisión bibliográfica. Posteriormente, se realizó una caracterización de los residuos generados con objeto de determinar las posibles vías de gestión final. Con los datos obtenidos se redactó un procedimiento general de gestión que se considera de gran ayuda para los centros que generen este tipo de residuos.

### Bibliografía

- [1] “Guía de Gestión de Material Radiactivo en Instituciones Médicas y Laboratorios de Investigación Biomédica”. Publicación *SEPR* nº 2 (1996).
- [2] “Guía Técnica de Gestión de Materiales Residuales con Contenido Radiactivo en Centros de Investigación y Docencia”. Publicación *SEPR* nº 7 (2002).

## Hacia la modelización estadística de la gestión y tratamiento de chatarras con baja y muy baja actividad residual

---

GARCIA-BERMEJO FERNÁNDEZ, R. \*, ANAYA LÁZARO, M.

Área de Gestión de Residuos y Desmantelamiento, Iberdrola Ingeniería y Construcción, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: rgfe@iberdrola.es

**Palabras clave:** nucleares y radiactivas, requisitos legales, informes y procedimientos.

### Introducción

La amplia experiencia de los últimos años sobre gestión de chatarras metálicas con contenido de actividad residual han permitido el desarrollo de un modelo estadístico sencillo de la gestión de estos materiales. Este modelo estadístico incluye el desglose de las distintas operaciones de tratamiento al que se someten estos materiales así como los efectos en el proceso de los controles radiológicos asociados hasta el control de desclasificación que define su disposición final (reciclado por fundición, reúso, almacenamiento temporal en la planta o envío al almacenamiento final de residuos radiactivos).

### Material y métodos

Esquema general de la Gestión de residuos metálicos.

Los procesos de tratamiento de los materiales residuales metálicos pueden incluir múltiples etapas que este modelo simple únicamente considera cuatro:

1. caracterización y segregación radiológica inicial,
2. descontaminación (con factores medios de 5 a 50)
3. caracterización y segregación y
4. medida de desclasificación y disposición (reciclado, tratamiento o gestión como residuo radiactivo).

El modelo utiliza como variable estadística el Índice de Actividad Residual (IAR) definido en publicaciones anteriores.

### Resultados y discusión

Las distintas operaciones unitarias modifican las distribuciones empíricas de modo que, cuando se supone un factor de descontaminación, las descontaminaciones dan lugar a desplazamientos de la tendencia central (media, mediana o moda) de la distribución pero con cambios menores debidos a la aleatoriedad del propio proceso (que será mayor si el factor de descontaminación no es constante) de la desviación típica. Por otra parte, la segregación da lugar a un corte aleatorio de la cola superior de la distribución este efecto convierte distribuciones asimétricas de cola pesada, tal como la lognormal y la Weibull con factor de forma menor que 1 obteniéndose distribuciones empíricas asimétricas de cola ligera tales como las de Weibull de factor de forma mayor de 1.

En efecto, una gestión adecuada de estos materiales ha de comenzar con una caracterización inicial de la Unidad de Caracterización, UC, (similar a una corriente de residuos). Esta es la variable aleatoria  $IAR_{simul}$  con valores típicos de la media  $\mu=10$  y la desviación típica  $\sigma=40$ . Si se supone que la población subyacente es lognormal podemos decir que  $IAR_{simul} \sim LN(10,40)$ . De esta distribución la que se obtiene una muestra aleatoria de tamaño 60. La segregación radiológica dependerá del factor de descontaminación previsto. De modo que si esta vale 5, entonces se usa un procedimiento de segregación de aquellos materiales con IAR estimado superior a 5 aunque para tener en cuenta la aleatoriedad de segregación y descontaminación la simulación supondrá que el valor de corte es 6. La variable resultante se denomina  $IAR_{segre}$ . La descontaminación se simula simplemente dividiendo los valores obtenidos por el Factor de Descontaminación y se obtiene la variable resultante  $IAR_{decon}$ . Si los ítems de esta UC son de menor tamaño pueden ser manejados en contenedores metálicos, cuyos contenidos constituyen las Unidades de Desclasificación (UD), a modo de estratos estadísticos y si son de tamaños considerables pueden ser manejados como elementos singulares y cada uno es una UD. Los procedimientos de desclasificación se pueden entonces modelizar como tests estadísticos o comparaciones no estadísticas basados en las normas y guías relativas a la detección, muestreo sistemático, e incertidumbres analítica y del muestreo pero siempre bien fundamentados en el conocimiento, aunque sea aproximado, de las distribuciones estadísticas del IAR de los materiales desclasificables.

En este sentido la determinación de las distribuciones estadísticas de los materiales desclasificados permite realizar la estimación de la distribución de dosis asociadas a la práctica.

### Conclusiones

El modelo simple desarrollado permite simular las distribuciones estadísticas de la actividad en el tratamiento y la gestión de chatarras.

La selección de los parámetros y las técnicas a utilizar en el diseño de las unidades de tratamiento de estos materiales se puede optimizar mediante este tipo de modelos.

El conocimiento de las previsible distribuciones de actividad residual (o de la variable IAR) es el fundamento del uso actual de tests no paramétricos para la demostración de cumplimiento de las normas de desclasificación y así como de las comparaciones de Nivel Elevado.

## Estudio de la concentración de actividad de radionucleidos naturales en el subsuelo de una antigua instalación nuclear

YAGÜE, L.\* , ALVAREZ, A., NAVARRO, N., NOGUERALES, C.

CIEMAT, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: luis.yague@ciemat.es

**Palabras clave:** radionucleidos naturales, suelos, concentración de actividad.

### Introducción

Entre los requisitos establecidos en el Reglamento de Instalaciones Nucleares y Radiactivas para la declaración de clausura de una instalación nuclear se encuentra la elaboración del Plan de Restauración del Emplazamiento. El contenido de dicho Plan (Guía de Seguridad 4.2 del CSN) incluye las caracterizaciones radiológicas iniciales y finales de los terrenos. Se presenta el resultado de la caracterización radiológica realizada en el subsuelo de una pequeña porción de terreno correspondiente a la ubicación de una instalación nuclear clausurada. La historia operativa de dicha Instalación y los datos radiológicos obtenidos durante las distintas fases del desmantelamiento indican que el inventario radiológico a considerar es el de los isótopos del Uranio y sus descendientes inmediatos.

### Material y métodos

En el área seleccionada para su caracterización radiológica, se recogieron un total de 69 muestras de terreno distribuidas en distintos puntos y a varias profundidades. Las muestras preparadas y homogeneizadas fueron envasadas y selladas en la geometría adecuada para su medida mediante espectrometría gamma (HP Ge).

De acuerdo con el inventario establecido, los radionucleidos determinados han sido  $^{238}\text{U}$  (a través de su descendiente  $^{234}\text{Th}$ ) y  $^{235}\text{U}$ . Además en determinadas muestras se ha realizado una determinación mediante espectrometría alfa (detectores PIPs) de los tres isótopos del Uranio natural.

El análisis mediante espectrometría gamma permite además obtener información sobre el contenido de otros radionucleidos que forman parte del fondo radiactivo natural. Se han determinado también las concentraciones de actividad de  $^{40}\text{K}$  y de los radionucleidos emisores gamma de las series naturales del Uranio y del Torio.

### Resultados y discusión

Los valores de los intervalos de concentración de actividad obtenidos se presentan en la siguiente Tabla.

Los resultados obtenidos mediante espectrometría gamma para el  $^{238}\text{U}$  presentan una incertidumbre elevada debido a la baja concentración de actividad (correspondiente a valores de fondo radiactivo natural).

En el caso del  $^{235}\text{U}$  y debido a su proporción en el Uranio natural, los valores obtenidos en la mayoría de las muestras se han reportado por debajo del límite de detección. En las muestras en que se detecta  $^{235}\text{U}$ , la relación isotópica  $^{238}\text{U}/^{235}\text{U}$  está entre 9 y 15, pero se obtienen valores de esta relación que corresponden a la del uranio natural cuando se tienen en cuenta las incertidumbres de la medida. Esta relación se confirma con los resultados de espectrometría alfa.

Se ha estudiado además la variación de las concentraciones de actividad de los radionucleidos naturales de las series del Uranio y del Torio con la profundidad (hasta 4m).

### Conclusiones

Los valores de concentración de actividad obtenidos para este terreno se corresponden a valores de fondo y están dentro del intervalo de los publicados en los informes UNSCEAR. Las relaciones isotópicas obtenidas mediante las técnicas espectrométricas aplicadas confirman que la relación entre los isótopos del Uranio es la que corresponde a su proporción en la naturaleza. Cuando dicha relación se obtiene a partir de datos obtenidos mediante espectrometría gamma es necesario considerar la incertidumbre asociada a la medida.

La utilización de valores de concentración de actividad por debajo del límite de detección obtenido mediante espectrometría gamma no es adecuada para obtener información sobre las proporciones isotópicas del uranio natural.

No se observa una variación significativa de la concentración de actividad con la profundidad.

	Concentración de actividad, Bq Kg <sup>-1</sup>		
	Mínimo	Máximo	
U-238	40,1	89,8	60,4±11,3
Ra-226	30,2	89,2	56,7±11,9
U-235	4,7	9,0	6,6±1,4
Th-232	58,5	119,0	88,6±12,4
Pb-212	56,0	113,0	86,1±12,8
Tl-208	16,7	33,6	26,4±3,8
K-40	818,0	1360,0	1100,5±102,4

## Protección radiológica en el proyecto Pimic-desmantelamiento de algunas instalaciones del CIEMAT

---

ORTIZ RAMIS, M<sup>a</sup>. T.<sup>1,\*</sup>, GONZÁLEZ CORRAL, O.<sup>1</sup>, GALLEGU ACERO, E.<sup>2</sup>, SASTRE PADRÓ, J.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> UTPR ENRESA; Madrid.

<sup>2</sup> UTPR AdQ; Madrid.

<sup>3</sup> Desmantelamiento y gestión de residuos IBERINCO, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: torr@enresa.es

**Palabras clave:** desmantelamiento de instalaciones nucleares, protección radiológica, ALARA, contaminación interna.

La Empresa Nacional de Residuos Radiactivos (ENRESA) ha llevado a cabo el desmantelamiento del reactor experimental y de otras instalaciones de investigación del Centro de Investigaciones Energéticas y Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT). En este desmantelamiento se han aplicado algunas de las lecciones aprendidas en el desmantelamiento de C.N. Vandellós 1.

Desde el punto de vista de la Protección Radiológica el desmantelamiento de una instalación tiene una serie de características diferentes como son la variación continua del estado radiológico y de los riesgos, tanto radiológicos como convencionales, o la intervención en sistemas y equipos sobre los que nunca se ha actuado. Además la mayoría de los sistemas de protección, operativos durante la etapa operativa, quedan fuera de servicio y deben sustituirse por otros de carácter temporal. Estos factores se hacen más relevantes cuando se actúa sobre instalaciones antiguas y de investigación, como es el caso de algunas de las instalaciones desmanteladas por ENRESA en el CIEMAT. Otro factor que debe tenerse en cuenta es que muchos de los trabajadores que intervienen en los desmantelamientos no están acostumbrados al riesgo radiológico y los que lo están proceden de trabajos en instalaciones nucleares en operación, por lo que no conocen las peculiaridades de los desmantelamientos.

Otra característica importante de los desmantelamientos de instalaciones nucleares es la presencia de contaminación por emisores alfa en aire, mucho más restrictiva que la debida a emisores beta o gamma, esto hace que deban incrementarse las medidas de protección, utilizándose trajes especiales, y que deban implantarse controles específicos para detectar, lo antes posible, la contaminación interna.

En este trabajo se describe el programa de protección radiológica implantado en el proyecto PIMIC-desmantelamiento junto con la organización de PR necesaria para llevarlo a cabo. Asimismo se describen las técnicas ALARA utilizadas para reducir la contaminación interna de los trabajadores y para evitar la dispersión de la contaminación fuera de las áreas de trabajo.

Se presentan los resultados obtenidos en términos de dosis y de incorporación, haciéndose notar que las dosis individuales y colectivas han sido bajas y que casi no se han presentado resultados positivos en los bioanálisis.

## Determinación de relaciones isotópicas entre radionucleidos naturales en áreas impactadas

NAVARRO, N.<sup>1,\*</sup>, CRESPO, M.T.<sup>2</sup>, ALVAREZ, A.<sup>1</sup>, YAGÜE, L.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> CIEMAT-Servicio de Protección Radiológica.

<sup>2</sup> CIEMAT-Laboratorio de Metrología de Radiaciones Ionizantes.

\* Correspondencia – C-e: nuria.navarro@ciemat.es

**Palabras clave:** desmantelamiento y clausura de instalaciones, caracterización radiológica inicial, radionucleidos naturales, determinación Th-230.

### Introducción

La autorización para el desmantelamiento y clausura de instalaciones nucleares y radiactivas requiere (de acuerdo con el Reglamento de Instalaciones Nucleares y Radiactivas) la elaboración de un plan de restauración del emplazamiento que incluya una completa caracterización radiológica del mismo. La metodología analítica a aplicar para llevar a cabo dicha caracterización está condicionada por los radionucleidos que constituyen el inventario radiactivo de interés.

Se presenta el estudio experimental realizado para determinar relaciones isotópicas entre radionucleidos naturales en muestras tomadas en el área de influencia de antiguas instalaciones donde se realizaron distintos procesos de lixiviación de minerales de uranio. Por tanto, el inventario radiactivo de interés está constituido por los radionucleidos de las series radiactivas naturales encabezadas por U-238 y U-235 en distintas condiciones de equilibrio.

Se ha realizado una evaluación de las técnicas espectrométricas a aplicar en la determinación de Th-230 en muestras de terreno y se han establecido las relaciones isotópicas entre los radionucleidos de la serie del Uranio.

### Material y métodos

Las determinaciones analíticas se han llevado a cabo en una serie de muestras de sondeos realizados en el terreno con diferentes niveles de concentración de actividad. Estas determinaciones se realizaron mediante dos técnicas de medida, espectrometría alfa y espectrometría gamma, empleando respectivamente detectores de tipo PIPS (Passivated Implanted Planar Silicon) y detectores de Ge de alta pureza (tipo extendido en energía, BEGe). La medida mediante espectrometría gamma proporcionó información sobre la concentración de actividad de U-238 (a partir de su descendiente Th-234), U-235, Ra-226 (a través de su descendiente Bi-214) y Th-230. Este último radionucleido se analizó también mediante espectrometría alfa, técnica que permitió además la determinación de los niveles de actividad de isótopos de uranio (U-238, U-235 y U-234).

### Resultados y discusión

En la siguiente Tabla se muestran algunos de los resultados obtenidos para el Th-230 mediante las dos técnicas analíticas empleadas. Los niveles de concentración de actividad de este radionucleido en las muestras analizadas oscilan entre 0,1 y 30 Bq g<sup>-1</sup>. En general se observa una buena concordancia entre los resultados proporcionados por ambas técnicas, con relaciones que oscilan entre 0,6 y 1,2. Estos valores son similares a los obtenidos para el U-238 a partir de los resultados de Th-234 medido por espectrometría gamma y U-238 por espectrometría alfa.

Concentración actividad Th-230 Bq g <sup>-1</sup> (k=2)							
E. gamma		E. alfa		E. gamma		E. alfa	
2,89 ± 0,44		2,40 ± 0,19		1,60 ±	0,13	1,750 ± 0,010	
15,1 ± 1,9		16,4 ± 1,0		5,30 ±	1,40	4,91 ± 0,19	
0,237 ± 0,03		0,148 ± 0,001		3,90 ±	1,30	2,85 ± 0,14	
0,25 ± 0,10		0,161 ± 0,011		10,4 ±	1,4	10,30 ± 0,46	
4,53 ± 0,46		3,18 ± 0,21		2,21 ±	0,81	3,09 ± 0,23	
0,129 ± 0,087 (< LD=0,20)		0,154 ± 0,009		13,3 ±	3,5	8,96 ± 0,65	
28,6 ± 3,5		29,0 ± 2,5		5,13 ±	0,39	5,43 ± 0,26	

### Conclusiones

Los niveles de concentración de actividad de Th-230 en las muestras de interés permiten la determinación de este radionucleido por espectrometría gamma. La aplicación de esta técnica permite el análisis de alícuotas de muestra que por su tamaño son más representativas, y simplifica notablemente la metodología analítica a aplicar para la caracterización radiológica inicial de estos terrenos.

La determinación de las relaciones isotópicas entre los radionucleidos que constituyen el inventario radiactivo de interés ha puesto de manifiesto la existencia de desequilibrios en la serie radiactiva del U-238.

## Cuantificación de impurezas de europio en el radiofármaco Quadramet mediante detector de Ge Hp

ROSSELL, M<sup>a</sup>. A., JURADO, M., SÁNCHEZ, R., CARBAJO, J. \*, PEÑA, J.J.

Complejo Hospitalario Universitario Infanta Cristina, Badajoz.

\* Correspondencia – C-e: jescch@yahoo.es

**Palabras clave:** samario, europio, espectrometría gamma, impurezas, residuos.

### Introducción

A lo largo del presente artículo se describe el trabajo experimental desarrollado con el fin de cuantificar las impurezas de europio presentes en los residuos del radiofármaco Quadramet generados, tras su administración a pacientes del Servicio de Medicina Nuclear, en el Complejo Hospitalario Universitario Infanta Cristina de Badajoz.

El principio activo de Quadramet es el ácido etilendiaminotetrametileno fosfónico (EDTMP) unido al radioisótopo <sup>153</sup>Sm. Este ácido tiene afinidad por las zonas de rápido crecimiento óseo, de modo que la radiación beta emitida por el samario actúa a nivel local, disminuyendo el dolor metastásico.

Una vez administrado al paciente, el vial, que mantiene cierta cantidad de Quadramet, se gestiona como residuo radiactivo sólido de periodo corto (semiperiodo de desintegración de 46,3 h) acorde al procedimiento del Servicio de Protección Radiológica y Radiofísica del hospital. El motivo del presente trabajo se debe a la detección de radiactividad en los residuos más de un año después de su administración, debida a las impurezas de europio generadas durante el proceso de producción del propio <sup>153</sup>Sm por activación neutrónica.

### Material y métodos

Para analizar las muestras y cuantificar los niveles de actividad debidas a las especies de europio presentes, se emplea un detector de germanio hiperpuro perteneciente al Departamento de Física de la Universidad de Extremadura. Como patrón de calibración del detector disponemos de un cóctel de radionúclidos adquirido al Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas (CIEMAT).

Se tomaron dos muestras de residuos de Quadramet del almacén central de residuos radiactivos del hospital, correspondientes a los años 2005 y 2008. Para realizar el análisis de las actividades de europio se siguen los siguiente pasos:

- Determinación y preparación de geometría común a la fuente patrón y las muestras.
- Adquisición de espectro gamma de la fuente patrón y análisis posterior.
- Calibración del conjunto detector-fuente patrón en dicha geometría: calibración en energía y eficiencia.
- Adquisición de los espectros gamma de las muestras y análisis posterior.

Una vez obtenidos los niveles de actividad de las impurezas de europio, se contrastarán con resultados presentes en la literatura científica.

### Resultados y discusión

En la siguiente Tabla se muestra comparativamente las actividades y concentraciones de actividad de las impurezas de europio en las dos muestras en la fecha de adquisición de espectros y los niveles de exención impuestos por la legislación nacional.

Muestra 153Sm (2005)				
Radionúclido	Actividad (Bq)		Actividad por unidad de masa (KBq/Kg)	
	Nivel de exención	Medida	Nivel de exención	Medida
<sup>152</sup> Eu	10 <sup>6</sup>	2.7x10 <sup>4</sup>	10 <sup>1</sup>	1.05x10 <sup>5</sup>
<sup>154</sup> Eu	10 <sup>6</sup>	3.6x10 <sup>4</sup>	10 <sup>1</sup>	1.41x10 <sup>5</sup>
<sup>155</sup> Eu	10 <sup>7</sup>	4.7x10 <sup>3</sup>	10 <sup>2</sup>	1.8x10 <sup>4</sup>
Muestra 153Sm (2008)				
Radionúclido	Actividad (Bq)		Actividad por unidad de masa (KBq/Kg)	
	Nivel de exención	Medida	Nivel de exención	Medida
<sup>152</sup> Eu	10 <sup>6</sup>	4.9x10 <sup>4</sup>	10 <sup>1</sup>	1.31x10 <sup>5</sup>
<sup>154</sup> Eu	10 <sup>6</sup>	5.7x10 <sup>4</sup>	10 <sup>1</sup>	1.51x10 <sup>5</sup>
<sup>155</sup> Eu	10 <sup>7</sup>	1.1x10 <sup>4</sup>	10 <sup>2</sup>	2.8x10 <sup>4</sup>

### Conclusiones

Se comprueba que los niveles de actividad debidos a las impurezas de europio en los residuos del radiofármaco Quadramet están por debajo de los correspondientes niveles de exención legales; mientras que los niveles de concentración de actividad los superan. La principal consecuencia del trabajo consiste en la necesidad de revisar el procedimiento de gestión de estos residuos, proponiéndose su evacuación como residuos radiactivos a través de una empresa autorizada.

## **Aplicación de la Guía de Seguridad del CSN sobre el contenido y criterios para la elaboración de los planes de gestión de residuos en las instalaciones nucleares**

---

ÁLVAREZ ALONSO, M.A., SIMÓN CIRUJANO, M.I.\*

Consejo de Seguridad Nuclear, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: isc@csn.es

**Palabras clave:** residuos, guía, planes.

### **Introducción**

Los artículos 20 y 30 del Reglamento de instalaciones nucleares y radiactivas relativos a la documentación a presentar por los titulares de las instalaciones nucleares para solicitar la autorización de explotación y de desmantelamiento establecen, entre otros, que se debe presentar un Plan de gestión de residuos radiactivos y del combustible gastado, que incorpore en su caso, los contratos establecidos con empresas gestoras e incluya, entre otros conceptos, un sistema para la posible desclasificación de los materiales residuales con contenido radiactivo.

La reciente Guía de Seguridad del CSN 9.3 establece el alcance y el contenido de los Planes de gestión de residuos radiactivos, de los estudios soporte necesarios para la elaboración del contenido de esos Planes y la información periódica a presentar al CSN sobre las actividades de los mismos.

La guía se elaboró con la participación conjunta y el consenso de representantes de todas las empresas españolas que son titulares de instalaciones nucleares y se puso en práctica a través de un proyecto piloto en la CN José Cabrera.

### **Contenido de los estudios soporte y del Plan de gestión de residuos radiactivos**

Con respecto a la gestión de los residuos radiactivos, la guía recomienda la elaboración de estudios en relación con la situación existente en materia de generación y gestión de los residuos; sobre la clasificación de las zonas de generación de residuos; el análisis de la experiencia e identificación de posibles mejoras de la gestión de los residuos; y sobre la selección, justificación e implantación de nuevas modalidades de gestión.

La guía desarrolla el contenido del Plan de gestión de residuos radiactivos basado en estos estudios soporte. Incluye asimismo el informe anual sobre las actividades del Plan, que describirá las actividades efectuadas en relación con la gestión de los residuos radiactivos de la instalación durante el año natural anterior.

Cabe destacar que la guía introduce una categorización de las modalidades de gestión de los residuos radiactivos, estableciendo una ordenación que sitúa como preferidas aquellas que consiguen la valorización o el reciclaje de los residuos en la propia instalación productora. En el nivel de preferencia más bajo se encuentran los residuos radiactivos para los que no existe aún una vía de gestión final, y que son almacenados temporalmente a la espera de la definición y aplicación de otras modalidades de gestión.

La clasificación de la instalación en zonas de residuos tiene, entre otros, el objetivo de garantizar que no se gestionan residuos radiactivos por vías convencionales y se basará en la utilización por el titular de la instalación, de dos líneas de defensa independientes y sucesivas, cuya redundancia permita garantizar un nivel de confianza elevado para discriminar los residuos radiactivos de los residuos convencionales.

### **Conclusiones**

La guía de seguridad contiene el método recomendado por el CSN, desde el punto de vista de la seguridad nuclear y la protección radiológica y su finalidad es orientar y facilitar a los usuarios la aplicación de la reglamentación.

El Plan de Gestión de Residuos Radiactivos es de aplicación a la gestión de los residuos radiactivos cualquiera que sea su nivel de radiactividad, así como a los materiales residuales con contenido radiactivo susceptibles de ser desclasificados.

El Plan de Gestión de Residuos Radiactivos se constituye, una vez desarrollado de la forma indicada, en el documento de referencia para la gestión de los residuos generados en las instalaciones nucleares y radiactivas del ciclo del combustible, tanto en explotación como en fase de desmantelamiento y clausura, debiendo contener la información necesaria para permitir un análisis de la gestión de los residuos radiactivos en la instalación.

## Espectrometría de neutrones en el almacén temporal de residuos de la central José Cabrera (Zorita)

DOMINGO, C.\*, AMGAROU, K.

Grup de Física de les Radiacions. Dept. de Física. Univ. Autònoma de Barcelona.

\* Correspondència – C-e: carles.domingo@uab.cat

**Palabras clave:** espectrometría de neutrones, contenedores de residuos de combustible nuclear, almacén temporal de residuos.

### Introducción

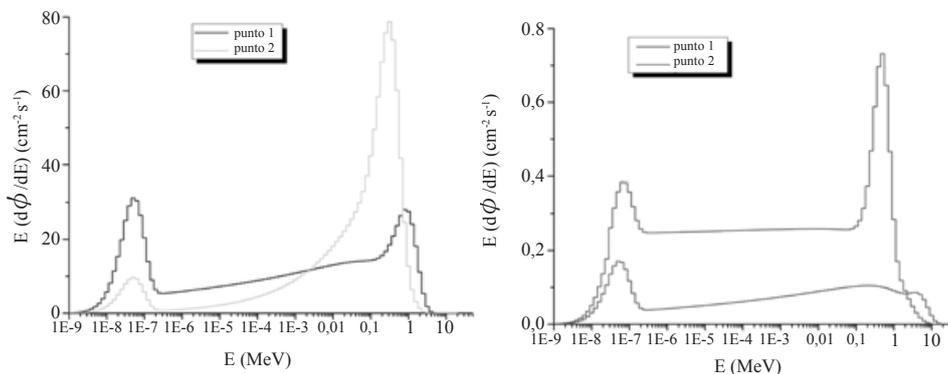
El *Grup de Física de les Radiacions* (GFR) de la *Universitat Autònoma de Barcelona* (UAB) realizó una campaña de medidas encaminada a la determinación de los espectros, fluencias y dosis de neutrones presentes en distintas fases de la preparación, transporte y almacenamiento de los contenedores de residuos de combustible nuclear gastado. La campaña de medidas tuvo lugar en el interior de contención y en el Almacén Temporal Individualizado (ATI) de la Central Nuclear José Cabrera. Los controles de radiación en los almacenes temporales de residuos deben garantizar que el exterior de los mismos se clasifica como zona de libre acceso. Los monitores de radiación gamma utilizados habitualmente garantizan que ello es así para este tipo de radiación. La presencia del campo neutrónico asociado a la fisión del combustible y la complejidad intrínseca de la dosimetría neutrónica, en la que es necesario disponer de información espectrométrica para evaluar las magnitudes dosimétricas correspondientes, ha llevado a realizar la presente campaña, pionera en España, de medidas en los contenedores de residuos de combustible nuclear gastado y en el ATI de la central José Cabrera.

### Material y métodos

En el presente trabajo se ha utilizado el espectrómetro activo del GFR-UAB, basado en un conjunto de esferas Bonner y un contador proporcional de  $^3\text{He}$ , modelo 0.5NH1/1KI de EURISYS Measures. Este contador se sitúa en el centro de las esferas y se utiliza para detectar los neutrones térmicos moderados en ellas. El espectrómetro dispone de 11 configuraciones (esferas+cubierta de Cd) que permiten la medida de neutrones desde el rango térmico (0,01 eV) hasta los rápidos (20 MeV). La matriz respuesta del espectrómetro se calculó mediante simulaciones con MCNPX v.2.4.0 y se validó en campos neutrónicos monoenergéticos y extensos en instalaciones de referencia. El proceso de deconvolución necesario para obtener el espectro energético del campo de neutrones y las magnitudes dosimétricas relevantes se efectúa mediante el código FRUIT. La selección de los puntos de medida se efectuó con el fin de obtener información del campo neutrónico presente en las distintas fases de preparación, transporte y almacenamiento del contenedor de combustible gastado, teniendo en cuenta la disponibilidad de espacio y tiempo para efectuar la medida. En la práctica, las situaciones en que ha sido factible proceder a la adquisición de datos han sido dos: i) mientras el contenedor se encontraba en el interior de contención, con los elementos de combustible gastado en su interior, durante la fase de secado con He; ii) contenedores en el ATI.

### Resultados y discusión

La tasa de dosis debida a los neutrones medida con el contenedor en contención a aproximadamente 1 m de su superficie, antes de proceder al blindaje con hormigón, se encuentra en el rango 70-120  $\mu\text{Sv/h}$ . Después del blindaje, en el ATI, se miden tasas de dosis en el rango 0,4-1,3  $\mu\text{Sv/h}$ . La figura muestra los espectros neutrónicos obtenidos (puntos 1 y 2: contenedor en contención; puntos 3 y 4, contenedor en ATI).



Se ha verificado la consistencia de los espectros hallados comparando las cuentas determinadas experimentalmente para cada configuración del espectrómetro de esferas Bonner con las cuentas calculadas mediante convolución de los espectros con las funciones respuesta. El acuerdo entre las medidas experimentales y los cálculos por convolución es mejor que las incertidumbres asociadas al método de medida.

### Conclusiones

Los valores de dosis hallados con los contenedores en el ATI corroboran que la zona que se encuentra tras el doble vallado que constituye la barrera física de acceso al ATI puede clasificarse como de libre acceso por lo que respecta al riesgo radiológico originado por los neutrones.

## Metodología de medida integrada de tierras con contenido de transuránidos

CORREA GARCÉS, E.\* , SÁEZ VERGARA, J.C., BURGOS GARCÍA, D., SANCHO LLERANDI, C.

CIEMAT, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: enrique.correa@ciemat.es

**Palabras clave:** caracterización, medida, transuranidos, Microshield ©, muestreo.

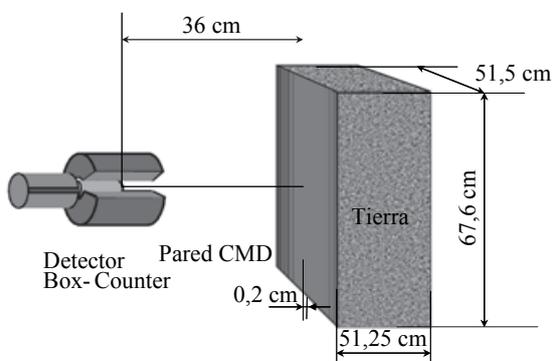
### Introducción

La determinación de la concentración de actividad de las tierras contaminadas con transuránidos sobre volúmenes significativos no es trivial, constituye una técnica que es necesario evaluar en la medida de grandes cantidades de tierra (miles de m<sup>3</sup>) en los proyectos de restauración de tierras que o puedan contener americio o plutonio debido a actividades o incidentes del pasado.

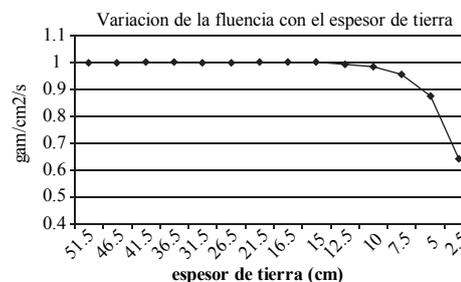
### Material y métodos

El trabajo muestra los resultados obtenidos con un contador tipo Box-counter con el que se midió un Contenedor Metálico Desclasificable (CMD), posicionando una fuente de <sup>241</sup>Am de 54.000 Bq en su interior.

A partir de los resultados obtenidos se ha utilizado la modelización ofrecida por Microshield para verificar la capacidad de medida del equipo para la caracterización de tierras contaminadas con Americio y Plutonio.



Simulación de la medida del CMD con tierra.



Fluencia ( $\gamma$ .s.cm<sup>-2</sup>) en función del espesor de tierra considerado.

El trabajo propone además una metodología de muestreo que permite complementar y justificar, desde el punto de vista estadístico, la validez de los resultados obtenidos.

### Resultados y discusión

Se ha determinado el volumen de material dentro de un contenedor que debido a fenómenos de absorción no es posible medir con detectores exteriores, por lo que una parte de la tierra del interior no se puede caracterizar radiológicamente de manera directa, y en caso de ser necesario se deberán tomar muestras aleatorias de tierras en estas zonas del contenedor a profundidades superiores a los 10 cm y de un volumen equivalente a 25 l.

Para poder asignar la actividad promedio de las medidas individuales realizadas a todo el CMD es necesario asegurar la homogeneidad del material. Previo a la medida de los CMD se asegura que la tierra ha sido tamizada para así descartar in-homogeneidades debidas a puntos calientes en la tierra.

El resultado más importante es que el sistema permite medir tierra contaminada en contenedores CMD con una actividad mínima detectable de 0,04 Bq.g<sup>-1</sup>, (<sup>241</sup>Am) y para tiempos de medida de 10 min.

La posibilidad de caracterizar con medidas directas contenedores de tipo CMD, supondrá un ahorro considerable de tiempo y facilidad en la manipulación de las tierras que permitirá disminuir los costes económicos y operativos. En los casos en los que se deba complementar las medidas directas con un muestreo se podrá sistematizar el procedimiento de caracterización, instalando tomadores automáticos que actuarían a la vez que las medidas directas.

### Conclusiones

Se estima que con un total de 17 medidas, 12 fijas realizadas con un Box-Counter desde el exterior del contenedor más 5 de muestras tomadas de forma aleatoria del interior del mismo, se puede caracterizar el CMD, asegurando que se cumplen los requisitos estadísticos del muestreo.

Si con las 12 medidas del CMD se confirma que el contenido es homogéneo y todas ofrecen valores de actividad residual por debajo de los límites permitidos, no sería necesario realizar las 5 medidas complementarias del interior, con lo que se reduciría el tiempo de medida.

## Determinación de la actividad de transuránicos en las fracciones granulométricas de tierras contaminadas

SÁEZ VERGARA, J.C. \*, ARAGÓN DEL VALLE, A., CORREA GARCÉS, E., BURGOS GARCÍA, D., LANZAS SÁNCHEZ, M.R., HERBELLA BLÁZQUEZ, M., SANCHO LLERANDI, C.

CIEMAT. Unidad de recuperación de terrenos radiológicamente contaminados (URTRC), Madrid.

\* Correspondencia – C-e: jc.saez@ciemat.es

**Palabras clave:** accidente, intervención, transuránidos, granulometría, espectrometría gamma, restauración, rehabilitación, tierras.

### Introducción

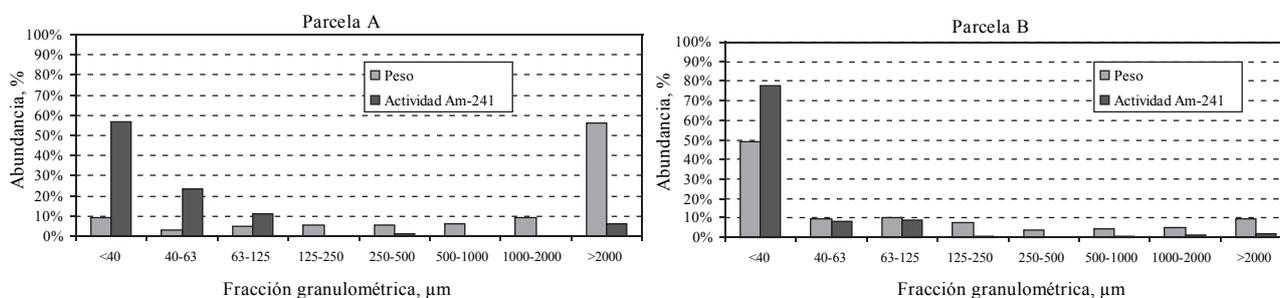
El estudio de las distribuciones de actividad y masa en función del tamaño de grano de las tierras contaminadas con transuránicos es de gran importancia para el análisis de técnicas industriales de segregación que permitan gestionar adecuadamente las tierras que requieran una atención particular desde el punto de vista de la Protección Radiológica. En este trabajo se presenta los medios experimentales y algunos resultados obtenidos por la Unidad de recuperación de terrenos radiológicamente contaminados (URTRC) del CIEMAT en la caracterización de suelos contaminados por Pu y Am.

### Material y métodos

Se emplearon muestras inalteradas de suelo seleccionadas obtenidas durante la caracterización radiológica de los terrenos contaminados con transuránicos. Las fracciones granulométricas fueron separadas con un equipo de tamizado en seco por chorro de aire ALPINE 200 LS-N obteniéndose fracciones en ocho rangos de tamaño entre 0 y 2 mm: <40  $\mu\text{m}$ , 40-63  $\mu\text{m}$ , 63-125  $\mu\text{m}$ , 125-250  $\mu\text{m}$ , 250-500  $\mu\text{m}$ , 0.5-1 mm, 1-2 mm y >2 mm. El estudio se completó con el microtamizado de varias fracciones inferiores a 40  $\mu\text{m}$  mediante luces de malla de 10 y 20  $\mu\text{m}$ , obteniendo así las fracciones granulométricas <10  $\mu\text{m}$ , 10-20  $\mu\text{m}$  y 20-40  $\mu\text{m}$ . Los productos del tamizado se dispusieron en cápsulas petri de 49 mm de diámetro y 8 mm de espesor y fueron analizadas mediante espectrometría gamma empleando detectores de Ge de rango extendido y blindajes de alta calidad. Debido al carácter corpuscular de la contaminación, no se puede asumir una distribución homogénea de la actividad en cada muestra tamizada, por lo que la evaluación de la actividad se obtuvo con un procedimiento desarrollado por la URTRC que se basa en la medida por ambas caras de la cápsula y correcciones por la densidad real de la muestra. Todas las operaciones fueron efectuadas en vitrinas de la instalación radiactiva del CIEMAT: IR-15 ‘Laboratorios de Residuos de baja y medida actividad’ bajo la supervisión técnica y radiológica de la URTRC.

### Resultados y discusión

Se han separado las fracciones granulométricas entre 40  $\mu\text{m}$  y 2 mm en 70 muestras inalteradas de suelos, tanto de suelo superficial (0 -15 cm) como de testigos de s sondeos con profundidades entre 20 y 420 cm. Nueve de las fracciones inferiores a 40  $\mu\text{m}$  fueron tamizadas para obtener las fracciones entre 10 y 40  $\mu\text{m}$ . En total, se han efectuado más de 1,800 medidas por espectrometría gamma en las aproximadamente 900 muestras preparadas para este estudio .Se han observados diversos patrones en las distribuciones de masa y actividad. Por un lado, en algunas tierras (Parcela A) se obtiene que la mayor parte de la actividad se encuentra en las componentes de menor tamaño de grano (<125  $\mu\text{m}$ ) en tanto que esta fracción es minoritaria en masa. Estas tierras son, por tanto, susceptibles de ser tratadas mediante un simple cribado mecánico con tecnologías similares a las empleadas en la obtención de áridos y que permitiría segregar la componente de menor tamaño de grano contaminada del resto no contaminado, obteniéndose así una reducción del volumen afectados de un factor 3-4. Por el contrario, en otras tierras (Parcela B) se observa que las distribuciones granulométricas de masa y actividad son similares, por lo que el tamizado en seco no es suficiente para reducir el volumen de tierras contaminadas en un modo apreciable. En estas diferencias es determinante la propia naturaleza del suelo y el uso que las tierras han recibido tras producirse la contaminación, concluyéndose que si el terreno no ha sido alterado es más susceptible de tratarse mediante tamizado en seco.



### Conclusiones

La determinación de las distribuciones de masa y actividad en función del tamaño de grano en tierras contaminadas por transuránicos resulta de gran ayuda para la toma de decisiones en la estrategia de recuperación de las mismas y la elección de tecnologías adecuadas para la reducción del volumen de tierras contaminadas. En función de la naturaleza y el uso de los terrenos, el tamizado en seco puede proporcionar valores de reducción suficientes o, por el contrario, puede ser necesario recurrir a técnicas complementarias que ayuden a conseguir dicho objetivo.



## **Caracterización de chatarras para su desclasificación con el equipo Box-Counter**

GONZÁLEZ GANDAL, R.<sup>1\*</sup>, RODRÍGUEZ GÓMEZ, M.A.<sup>1</sup>, GIMENO BLESAS, E.<sup>1</sup>, QUIRÓS GRACIÁN, M.<sup>2</sup>, FELEZ JUSTES, A.<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Socoin ingeniería y construcción industrial SLU.

<sup>2</sup> Enresa.

<sup>3</sup> Nuclenor.

\* Correspondencia – C-e: rgonzalezgan@socoin.es

**Palabras clave:** desclasificación, residuos, radiactivos.

### **Introducción**

En este trabajo se realiza la descripción y análisis de las pruebas realizadas para la desclasificación de tubos del condensador de C.N. Garoña con el fin de confirmar el correcto funcionamiento del equipo Box-Counter de cara a su utilización como equipo de desclasificación.

El sistema Box-Counter de CANBERRA es un equipo de medida de actividad volumétrica mediante espectrometría gamma formado por 4 detectores de Germanio intrínseco que se puede emplear para la medida de materiales con bajo contenido radiactivo.

Tras la realización de las pruebas y el análisis de los resultados obtenidos se ha comprobado que el Equipo Box-Counter es idóneo para su empleo como equipo de medida para la caracterización de materiales introducidos en CMD y en particular para la desclasificación de tubos del condensador de C.N. Garoña.

### **Material y métodos**

Para la realización de los ensayos, además del equipo de medida Box-Counter, se han empleado diversas fuentes de Cs-137 y Co-60, así como estructuras para simulación de las distintas configuraciones ensayadas.

### **Resultados y discusión**

Los ensayos realizados han sido:

- Ensayos de comprobación y estabilidad. Con objeto de comprobar el correcto funcionamiento del equipo Box-Counter se realizan dos tipos de ensayos: medidas de fondo y medida de fuentes conocidas de Cs-137 y Co-60.
- Ensayos sobre Blancos. El objetivo es la determinación de los tiempos de medida y de los rangos aproximados de Actividad Mínima Detectable y verificar que las condiciones en las que se encuentra el sistema de medida garantizan la no presencia de radionucleidos (o la presencia de los mismos con niveles típicos de fondo).
- Ensayos sobre Estructuras de Simulación con fuentes distribuidas homogéneamente. Con los objetivos de comprobar:
  - Los límites de detección y la sensibilidad del equipo respecto a valores muy próximos a estos límites.
  - El tiempo de medida preestablecido es idóneo.
  - La sensibilidad del equipo frente al grado de llenado del contenedor.
- Ensayos sobre Estructuras de Simulación con fuentes distribuidas heterogéneamente. Con el objetivo de comprobar el comportamiento del sistema frente a la existencia de “puntos calientes”.

### **Conclusiones**

Tras la realización de las pruebas y el análisis de los resultados obtenidos se ha comprobado la idoneidad del Equipo Box-Counter para su empleo como equipo de medida para la caracterización de tubos de condensador (conjuntos potencialmente homogéneos) de C.N. Garoña introducidos en CMD durante su proceso de desclasificación.

## Experiencia de la desclasificación de los residuos radiactivos procedentes de Centrales Nucleares Españolas como alternativa de vía de gestión

---

RODRÍGUEZ GÓMEZ, M.A.<sup>\*</sup>, GONZÁLEZ CRESPO, M.

<sup>1</sup> Socoin ingeniería y construcción industrial SLU.

<sup>2</sup> Asociación española para la industria eléctrica, UNESA.

\* Correspondencia – C-e: marodriguezg@socoin.es

**Palabras clave:** desclasificación, residuos, radiactivos.

### Introducción

Durante la operación de las centrales se generan diversos materiales débilmente contaminados que pueden ser gestionados de forma convencional mediante su desclasificación.

Entre estos materiales se pueden destacar los grandes componentes como tanques y cambiadores de calor; chatarras diversas; maderas, aceites; resinas de intercambio iónico; carbón activo, etc.

El proceso para la desclasificación de materiales procedentes de CC.NN. comienza con la aprobación por parte del CSN del proyecto común de desclasificación. En este proyecto se estudian, a partir de las cantidades generadas y de los flujos de generación, las posibilidades de gestión de cada residuo en España, para posteriormente calcular los niveles de desclasificación derivados a aplicar.

Posteriormente cada instalación deberá disponer de la correspondiente autorización administrativa por parte del Ministerio. En la solicitud de la misma se adjuntará el proyecto específico que incluirá, entre otra, la siguiente información:

- Estimación de las cantidades de residuo potencialmente desclasificable generado anualmente en la instalación.
- Información disponible sobre la caracterización radiológica y química de su contaminación y su origen.
- Metodología y procedimientos de caracterización radiológica del residuo potencialmente desclasificables, con indicación del método utilizado para su muestreo.
- Instrumentación disponible para llevar a cabo la caracterización radiológica
- Identificación del gestor y la vía de gestión prevista para el residuo.
- Tipo de acondicionamiento del residuo, en caso de requerirse.

La actividad de desclasificación se incorpora en el Plan de Gestión de Residuos de cada central considerándose una “buena práctica”. No obstante la experiencia hasta la fecha demuestra que existen dificultades para poder llevar a cabo dicha práctica.

### Material y métodos

Se ha empleado la información suministrada por las CC.NN. en los aspectos que se indican en la discusión.

### Resultados y discusión

Este trabajo trata sobre la experiencia obtenida en las actuaciones de desclasificación llevadas a cabo en las centrales nucleares, en los siguientes aspectos:

- Procesos administrativos.
- Caracterización radiológica y química.
- Tratamiento y acondicionamiento del residuo.
- Transporte de material desclasificado.
- Gestión final.

### Conclusiones

En resumen se considera que las actuaciones de desclasificación llevadas a cabo por las Centrales Nucleares Españolas son una buena práctica dentro de la gestión de los residuos en general y una alternativa para aquellos cuyo almacenamiento pudiera no estar permitido en el C.A. El Cabril según los criterios de aceptación vigentes.

Además la desclasificación de residuos ha supuesto un ahorro de volumen a almacenar en las instalaciones de El Cabril y en algunos casos evitar el tratamiento, acondicionamiento e inmovilización del residuo en los contenedores.

Como aspectos de mejora, antes de acometer un nuevo proyecto de desclasificación se debe tener en cuenta:

- Realizar un estudio de coste-beneficio y un análisis de otras posibles vías de gestión. Estimar el inventario del material a desclasificar y su flujo de generación, ya que el coste por m<sup>3</sup> es más económico en general para grandes cantidades.
- Prever los largos plazos hasta obtener la autorización, ya que es posible que se necesite espacio de almacenamiento en la instalación.
- Garantizar que se cuenta con un gestor autorizado para la gestión del material desclasificado.

# Área 14

## Aplicaciones industriales de la radiación y de las fuentes y los materiales radiactivos. Transporte

Radiografía industrial: equipos fijos y portátiles

Uso de trazadores

Otras aplicaciones: equipos móviles y fijos

Servicios técnicos: UTPRs

Transporte

Protección radiológica ocupacional y del público

Protección física

Gestión de calidad

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





# Área 14

Dosis en el transporte de radiofármacos. Cambio de perspectiva para su reducción . . . . .	561
Aceña Moreno, V., Zamora Martín, F., Rubio de Juan, E.	
Guía de ayuda para la aplicación de requisitos reglamentarios sobre el transporte de material radiactivo . . . . .	562
Martín Rodríguez, S., Aceña Moreno, V., Zamora Martín, F., Rubio de Juan, E.	
Dosimetría personal y ambiental de neutrones en una instalación de almacenamiento de sondas de densidad y humedad de suelos . . . . .	563
García-Fusté, M.J., Amgarou, K., de San Pedro, M., García-Orellana, J., Domingo, C.	
Sucesos de emergencia en gammagrafía industrial . . . . .	564
Cabrillo, D., Rueda, C.	
Transporte de material radiactivo en España. Situación actual. . . . .	565
Enríquez, C., González, O., Rueda, C.	
Arquitecturas nacionales de detección en fronteras . . . . .	566
Astudillo Iraola, S., Ortiz Olmo, A.	





## **Dosis en el transporte de radiofármacos. Cambio de perspectiva para su reducción**

---

ACEÑA MORENO, V.\* , ZAMORA MARTÍN, F., RUBIO DE JUAN, E.

Consejo de Seguridad Nuclear, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: vam@csn.es

**Palabras clave:** análisis, reducción, dosis, transporte, radiofármacos.

### **Introducción**

En este trabajo se presenta un análisis, que abarca un periodo de siete años, de las dosis recibidas por los trabajadores de sector del transporte, principalmente del transporte por carretera de radiofármacos.

En este análisis se detallan las razones de las dosis recibidas por dichos trabajadores, las medidas que se han ido adoptando durante ese periodo para su reducción y las medidas adicionales que se precisarían para conseguir nuevas reducciones, teniendo en cuenta el aumento en los últimos años del número de este tipo de transportes y de los Índices de Transporte (IT) de algunos bultos.

### **Material y métodos**

Datos dosimétricos de las empresas transportistas durante el periodo que abarca el estudio y actividades de control y seguimiento del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN).

### **Resultados y discusión**

En el análisis efectuado se pone de manifiesto lo siguiente:

- Que dentro del sector del transporte las dosis más elevadas se reciben en el transporte por carretera de radiofármacos, fundamentalmente debido a los generadores de Mo-99/Tc-99m con altos IT, siendo las operaciones que conllevan mayor riesgo la carga /descarga de bultos y los transportes de largo recorrido por carretera, en sustitución de los transportes por vía aérea.
- Que existen pocas empresas transportistas en España, con pocos trabajadores, observándose bajas dosis colectivas en el sector pero altas dosis individuales, sin que se aprecien sobreexposiciones.
- Que las dosis más altas se concentran en un pequeño número de trabajadores.
- Que se está produciendo un aumento progresivo del número de transportes de radiofármacos por carretera y del total de IT de los bultos transportados, con el consiguiente riesgo de aumento de las dosis individuales sobre aquellos transportistas que reciben una mayor carga de exposición en el sector.
- Que aunque las empresas transportistas han conseguido reducir las dosis de sus trabajadores aplicando determinadas medidas operacionales, se estima necesaria una mayor reducción, que sería posible con una mayor implicación en el objetivo de otros participantes de la cadena del transporte como: fabricantes, remitentes y receptores.

### **Conclusiones**

Las dosis individuales de los trabajadores del transporte por carretera de radiofármacos, aun siendo inferiores a los límites de dosis, se consideran elevadas, las medidas adoptadas por las empresas de transporte en aplicación de sus Programas de Protección Radiológica se han demostrado efectivas en la reducción de las dosis de los trabajadores, a pesar del incremento de las expediciones de radiofármacos.

Para una reducción drástica de la dosis de los trabajadores es preciso una aplicación concienzuda del principio ALARA en todas las fases del transporte de material radiactivo, desde la fabricación de los bultos radiactivos a su recepción.

## Guía de ayuda para la aplicación de requisitos reglamentarios sobre el transporte de material radiactivo

---

MARTÍN RODRÍGUEZ, S.\*; ACEÑA MORENO, V., ZAMORA MARTÍN, F., RUBIO DE JUAN, E.

Consejo de Seguridad Nuclear, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: smr@csn.es

**Palabras clave:** guía, normativa, transporte, material radiactivo, ADR.

### Introducción

La reglamentación de transporte de material radiactivo por carretera en España remite al cumplimiento de los requisitos del Acuerdo Europeo sobre transporte internacional de mercancías peligrosas por carretera (ADR) en vigor. La estructura que presenta esta normativa, que es de carácter internacional, y la inclusión en ella de requisitos que se aplican a otras mercancías peligrosas hace difícil la consulta de los requisitos que específicamente se aplican al transporte de material radiactivo.

Por tal motivo, el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) ha considerado necesario la publicación de una Guía que facilite a los usuarios el cumplimiento de sus disposiciones y, en consecuencia, de seguridad en este transporte.

### Material y métodos

- Requisitos de Seguridad del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), (nº TS-R-1) Reglamento para el transporte seguro de materiales radiactivos.
- Guía de seguridad del OIEA (nº TS-G-1.6) Schedules of Provisions of the IAEA Regulations for the safe Transport of Radioactive material.
- Acuerdo Europeo sobre el Transporte Internacional de mercancías peligrosas por carretera (ADR).

### Resultados y discusión

Con esta Guía se pretende:

- Facilitar la clasificación del tipo de remesa que se desea transportar. Utilizando el diagrama de flujo para la clasificación del material radiactivo.
- Hacer una determinación rápida y clara de los requisitos aplicables para cada remesa de material radiactivo. Consultando la ficha correspondiente según la clasificación del tipo de remesa.
- Dirigir al usuario a los apartados que realmente le interesa consultar en el ADR. Añadiendo una columna que incluye a los participantes en el transporte de material radiactivo para los que se considera que puede ser de interés el correspondiente requisito.

Además, puede ser de utilidad el uso de esta Guía para los usuarios de otros modos de transporte de material radiactivo, en la determinación de requisitos que no sean propios del modo de transporte y que derivan del Reglamento del OIEA, ya que son prácticamente idénticos para el transporte aéreo, marítimo y por ferrocarril.

### Conclusiones

Con esta Guía se pretende facilitar a los usuarios del ADR el acceso a los requisitos reglamentarios que se deben adoptar para realizar un transporte de material radiactivo, de manera que se alcance un mayor grado de cumplimiento, repercutiendo así en mejorar la seguridad en el transporte.

Esta Guía es muy útil tanto para aquellas empresas que inician una actividad relacionada con el transporte de material radiactivo (expedidor, transportista, etc), que tienen un desconocimiento importante de los requisitos a cumplir, como para empresas que llevan tiempo trabajando en el sector, debido a que el ADR se actualiza cada dos años y los requisitos pueden sufrir modificaciones.



## Dosimetría personal y ambiental de neutrones en una instalación de almacenamiento de sondas de densidad y humedad de suelos

GARCÍA-FUSTÉ, M.J., AMGAROU, K., DE SAN PEDRO, M., GARCÍA-ORELLANA, J., DOMINGO, C.\*

Grup de Física de les Radiacions. Dept. de Física. Univ. Autònoma de Barcelona.

\* Correspondència – C-e: carles.domingo@uab.cat

**Palabras clave:** dosimetría de neutrones, fuente de  $^{241}\text{Am-Be}$ , detectores de trazas.

### Introducción

Existen diversas sondas equipadas con fuentes emisoras de radiación gamma y de neutrones utilizadas para la medida de la densidad y humedad de los terrenos en obra civil. Habitualmente y dependiendo de la empresa comercializadora, la fuente gamma es de  $^{137}\text{Cs}$  (centenares de MBq) y la de neutrones es de  $^{241}\text{Am-Be}$  (alrededor de 1 GBq). Los operadores de los equipos son personal profesionalmente expuesto a la radiación y las instalaciones donde se almacenan se consideran zonas controladas. Aunque el control de las dosis personales de radiación gamma recibidas por los operadores durante la operación, mantenimiento y almacenaje de las sondas es obligatorio y se efectúa por servicios de dosimetría oficialmente autorizados, el control de las dosis personales y ambientales debidas a los neutrones generalmente se omite, ya que éstas son pequeñas en comparación con las dosis gamma.

### Material y métodos

En este estudio se ha utilizado un dosímetro de neutrones, desarrollado por nuestro grupo, basado en un detector de trazas de PADC (Poly-Allyl-Diglycol-Carbonate) y un conjunto de capas de distintos materiales (polietileno, Makrofol y nylon) que actúan como convertidores, de modo que los neutrones que inciden sobre ellos originan protones que pueden ser registrados por el PADC. La configuración actual del dosímetro lleva a que éste responda a los neutrones térmicos y a los rápidos de hasta unos 5 MeV, pero presente una sensibilidad relativamente pobre a los neutrones por debajo de unos 50 keV. La calibración de los dosímetros se efectuó en instalaciones de referencia tanto a campos monoenergéticos como a fuentes de referencia.

Para el estudio de la dosimetría personal, se distribuyeron nueve unidades del dosímetro entre trabajadores de una instalación dedicada al almacenamiento, transporte y uso de sondas de densidad y humedad. Cuatro de los dosímetros fueron utilizados por los trabajadores como dosímetros personales, otros cuatro fueron situados en los vehículos utilizados para el transporte por estos trabajadores específicos y el dosímetro restante se utilizó en un vehículo específico. Todos los dosímetros se recogieron tras dos meses de uso.

La dosimetría ambiental se efectuó en tres almacenes de la misma compañía durante tres meses. Se han seleccionado zonas consideradas como de libre acceso alrededor de los búnkeres de almacenamiento (oficinas, lavabos y zonas de acceso).

### Resultados y discusión

Los valores de dosis personal debida a los neutrones varían apreciablemente en función del trabajador estudiado, pero en el peor de los casos representarían dosis anuales de alrededor de 2.5 mSv. Esta dosis neutrónica representa en algunos casos hasta el 50% de la dosis gamma oficial de los mismos trabajadores durante el mismo periodo de tiempo. Los dosímetros colocados en los vehículos midieron en todos los casos valores por debajo de la dosis mínima detectable ( $75\ \mu\text{Sv}$  en los dos meses que estuvieron expuestos) para el lote particular de dosímetros utilizados. Los valores de dosis neutrónica personal obtenidos sugieren la necesidad de realizar este tipo de dosimetría de forma periódica, además de la correspondiente a la radiación gamma.

Las tasas de dosis ambiental debida sólo a neutrones en el interior de los búnkeres de almacenamiento varía entre 3.5 y  $12\ \mu\text{Sv/h}$ , dependiendo del búnker y punto de medida específico. En las otras zonas medidas (oficinas, lavabos y pasillos) los valores oscilan entre 0.08 y  $0.7\ \mu\text{Sv/h}$ , llegando hasta  $1.9\ \mu\text{Sv/h}$  tras la puerta de un búnker específico. De los resultados se infiere que la distribución del campo neutrónico no es isotrópica y que, dependiendo de las características específicas (geometría, localización y blindaje) de cada búnker y del número de sondas almacenadas, las dosis pueden ser relativamente elevadas. Además, las dosis anuales estimadas en algunos de los espacios considerados de libre acceso sugieren que se debe optimizar la configuración del búnker y/o la posición en que se almacenan las sondas.

### Conclusiones

Los resultados de este estudio demuestran que, aunque las dosis debidas a la radiación neutrónica recibidas por los trabajadores de la instalación estudiada son menores que las dosis originadas por la radiación gamma, no se pueden considerar despreciables y que deberían ser contabilizadas en el historial dosimétrico. Igualmente, se pone de manifiesto la importancia de caracterizar las dosis ambientales de neutrones en las instalaciones de almacenamiento y de optimizar los procedimientos de almacenamiento para disminuirlas al mínimo posible en zonas con una alta tasa de ocupación. El dosímetro de neutrones desarrollado por el GFR-UAB podría utilizarse para dosimetría de rutina de los trabajadores involucrados en el manejo de sondas para la medida de la densidad y humedad de los terrenos.

## Sucesos de emergencia en gammagrafía industrial

---

CABRILLO, D.<sup>1</sup>, RUEDA, C.<sup>2,\*</sup>

Grupo de Radiografía Industrial de la SEPR.

<sup>3</sup> Cualicontrol-ACI.

<sup>4</sup> LAINSA.

\* Correspondencia – C-e: c.rueda@lainsa.com

**Palabras clave:** suceso emergencia gammagrafía industrial.

### Introducción

Las fuentes radiactivas utilizadas en gammagrafía industrial son de alta actividad, del orden de los TBq, y están clasificadas como “muy peligrosas” (IAEA Categorization of radioactive sources IAEA TECDOC 1344 (2003)). Las tasas de radiación en los alrededores de estas fuentes, en caso de quedar fuera de su blindaje, son suficientemente altas como para producir daños en las personas en exposiciones cortas, de segundos o minutos. Como consecuencia del uso de estas fuentes, a lo largo de la historia se han producido sucesos radiológicos que han dado lugar a que trabajadores y miembros del público recibieran altas dosis de radiación. Para minimizar este riesgo se considera imprescindible que los trabajadores estén familiarizados con los equipos y sepan cómo afrontar una situación anómala. El objetivo de este trabajo ha consistido en simular los sucesos radiológicos más comunes y realizar estimaciones de dosis para cada uno de ellos, analizando posteriormente los resultados.

### Material y métodos

Se escogieron tres de los modelos de equipos de uso más extendido, junto con sus accesorios: dos de Iridio-192, como radionucleido más utilizado en gammagrafía móvil, y uno de Se-75:

- GammaMAT TSI de MDS Nordion.
- SENTINEL 880 de QSA Global, Inc.
- GammaMAT SE de MDS Nordion.

Se aportaron al ensayo fuentes simuladas, y material apropiado para actuaciones de emergencia (blindajes, tele herramientas, detectores portátiles etc.). Se simularon los accidentes más comunes que se suelen producir en gammagrafía móvil:

- Desenganche de la fuente radiactiva cuando se encuentra en las mangueras, fuera de su posición de seguridad.
- Aplastamiento de la manguera impidiendo a la fuente volver a su posición de seguridad.

Se realizaron un total de 4 simulaciones alternando tipo de equipo y de suceso (desenganche en los tres tipos de equipos mencionados y aplastamiento de mangueras en uno de los equipos) y se controlaron las distancias y tiempos requeridos para la recuperación de la situación de normalidad en cada uno de los casos.

A partir de la constante específica de rayos gamma (intensidad de radiación de una fuente puntual de actividad unitaria a distancia unidad) se estimaron las dosis efectivas recibidas en cada caso por los trabajadores encargados de la recuperación de la situación y se compararon los resultados obtenidos con los límites de dosis efectivas y equivalentes establecidos en la normativa (capítulo 11 del Real Decreto 783/2001, de 6 de julio, por el que se aprueba el Reglamento sobre Protección Sanitaria contra Radiaciones Ionizantes) para miembros del público y trabajadores expuestos.

### Resultados

Mediante tablas, elaboradas para facilitar un cálculo rápido de la dosis estimada teniendo en cuenta la actividad de las fuentes y los tiempos y distancias de trabajo, se estimaron las dosis en cada uno de los casos. La comparación de los valores obtenidos en la simulación con los límites establecidos en la normativa permiten llegar a la conclusión de que las dosis equivalentes y efectivas que recibiría un trabajador que participara en una recuperación de una fuente de gammagrafía en campo tras un suceso de emergencia podrían mantenerse en la muchos casos en los límites establecidos para miembros del público y, en los casos más dificultosos, dentro de los 3/10 de los límites establecidos para trabajadores expuestos. La técnica de optimización de dosis consistente en repartir las operaciones de recuperación de las fuentes entre varios trabajadores permitiría reducir las dosis en los casos que entrañaran una mayor dificultad y hacer que se pudieran mantener en los límites establecidos para miembros del público, siendo éste, a la vista de los casos analizados, el objetivo que podría perseguirse inicialmente en la mayor parte de las operaciones planificadas de recuperación de fuentes en gammagrafía móvil.

En base a los resultados obtenidos no fue necesario contemplar el planteamiento de operaciones especialmente autorizadas según se define en el Artículo 12 del Reglamento mencionado que implicarían solicitud previa al Consejo de Seguridad Nuclear y que serían requeridas si las estimaciones de dosis realizadas supusieran exposiciones individuales superiores a los límites de dosis establecidos en el artículo 9 del citado Reglamento.

### Conclusiones

A pesar de las altas actividades de las fuentes radiactivas y de las condiciones especiales que se pueden dar en gammagrafía móvil, puede ser posible llevar a cabo operaciones de recuperación de situaciones de normalidad, tras sucesos de emergencia, con exposiciones individuales muy por debajo de los límites de dosis establecidos, siempre que los trabajadores tengan la formación suficiente y dispongan de los medios adecuados para hacer frente al suceso.

Los accidentes mas graves ocurridos que implicaron dosis altas a los trabajadores o al público se han debido siempre a que los trabajadores no detectaron que se encontraban ante un suceso de emergencia radiológica por no disponer o no haber hecho un uso apropiado de los medios de detección de la radiación.



## Transporte de material radiactivo en España. Situación actual

---

ENRÍQUEZ, C.<sup>1</sup>, GONZÁLEZ, O.<sup>1</sup>, RUEDA, C.<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup> ENRESA.

<sup>2</sup> LAINSA, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: c.rueda@lainsa.com

**Palabras clave:** transporte material radiactivo.

### Introducción

La problemática concreta asociada a la actividad de transporte de material radiactivo en España fue identificada a lo largo de una jornada organizada por la SEPR y celebrada en las instalaciones de ENRESA a la que se convocó a diferentes grupos involucrados (transportistas, expedidores, cargadores, consejeros de seguridad, autoridades, primeros actuantes en emergencias, formadores, etc.) de los distintos sectores (transporte de radiofármacos, de fuentes encapsuladas, de material fisionable, de residuos, etc.) Durante la jornada cada grupo pudo identificar problemáticas concretas asociadas a su actividad y analizar la influencia en el sector de los cambios recientes y futuros en la legislación aplicable a la actividad de transporte de material radiactivo.

### Problemáticas identificadas

Entre las conclusiones sacadas de las presentaciones de la jornada se identificaron, entre otros, los siguientes puntos de conflicto:

- Rechazos (*denials*) en el transporte aéreo y marítimo.
- Dificultades en la entrega de radiofármacos en clínicas y centros hospitalarios
- Falta de disponibilidad de bultos B(U) a nivel nacional y escasez a nivel internacional
- Posibles incoherencias en la legislación vigente en relación con la homologación/aprobación de bultos.
- Restricciones locales de circulación, en cuanto a rutas, días y horas.
- Falta de armonización en la aplicación de la reglamentación de transporte en la UE. Conveniencia de reconocimiento mutuo de aprobaciones de bulto.

En el presente trabajo se describe los puntos de conflicto identificados y los sectores a los que afectan así como otros temas, también planteados en la jornada, relativos a la actividad del día a día del transporte de material radiactivo: señalización de vehículos, criterios de protección física versus protección radiológica, formación de conductores, primeros actuantes y público, disponibilidad de personal en emergencias, informe anual de consejeros, accidentes e incidentes notificados, etc.

### Acciones a realizar

Se coincidió al final de la jornada en la conveniencia de dar un seguimiento a los problemas identificados para tratar de avanzar en la resolución de los mismos dentro de lo posible. La SEPR se ofreció como vehículo para canalizar las acciones propuestas proponiendo la creación de un grupo de transporte de material radiactivo dentro del Comité de Actividades Científicas de la Sociedad. El grupo está ya en marcha y se invita a representantes de todos los sectores involucrados en el transporte de material radiactivo, a su participación, uniéndose al mismo.

## Arquitecturas nacionales de detección en fronteras

ASTUDILLO IRAOLA, S.\* , ORTIZ OLMO, A.

Departamento de Aduanas e Impuestos Especiales. Agencia Estatal de Administración Tributaria.

\* Correspondencia – C-e: [logistica.va@correo.aeat.es](mailto:logistica.va@correo.aeat.es)

**Palabras clave:** detección material nuclear.

La globalización del comercio mundial, y dentro de ésta, la rápida expansión del transporte contenerizado, supone el posible uso de esta vía por organizaciones terroristas y criminales para el tráfico ilícito de todo tipo de productos y materiales.

Dentro de los diferentes tipos de tráfico ilícito, sin duda el de material nuclear o radiactivo es uno de los que más preocupa a nivel internacional, fundamentalmente por las posibles consecuencias que tendría un ataque terrorista con este tipo de materiales.

El desarrollo de arquitecturas nacionales para la detección de materiales nucleares y radiactivos en fronteras es la respuesta internacional ante esta amenaza.

Podemos definir el concepto de arquitectura nacional de detección como el conjunto de sistemas, recursos e infraestructuras que utilizados de manera coordinada permiten disponer de una adecuada capacidad de detección.

Las arquitecturas nacionales de detección se engloban dentro de un conjunto más amplio de medidas que tienen como objetivo básico el proteger a las personas y al medioambiente de un posible uso malintencionado de los materiales nucleares y radiactivos, mediante tres líneas de defensa:

- La primera línea de defensa, que tiene como objetivo específico proteger las instalaciones, actividades y materiales frente a los riesgos de sabotaje o robo.
- La segunda línea de defensa, donde se encuadran las arquitecturas nacionales de detección, tiene como objetivo prevenir los riesgos que se derivan de la existencia de materiales radiactivos fuera del control regulador, tanto de manera no intencionada (movimiento inadvertido), como intencionada (tráfico ilícito) mediante su detección y puesta en condiciones de seguridad.
- Por último, la tercera línea de defensa tiene como objetivo el establecimiento de planes de emergencia específicos que den respuesta al uso malintencionado de los materiales radiactivos.

### Principios de diseño

El diseño de una arquitectura nacional de detección debe responder a una serie de principios básicos. Los de mayor influencia en la efectividad del sistema una vez establecido son los siguientes:

- Redundancia, diversidad, impredecibilidad y defensa en profundidad, para que una acción delictiva de tráfico ilícito sea mucho más difícil de ejecutar, y por tanto, con mayor posibilidad de ser detectada.
- Equilibrio de la capacidad de detección en cada una de las vías de entrada, pues de otro modo, existiría un cambio hacia rutas menos protegidas.
- Compromiso entre la calidad de la inspección y el volumen a inspeccionar. Dado que las rutas comerciales a inspeccionar presentan tráfico de mercancías muy elevados, los sistemas de inspección deben presentar un balance adecuado entre calidad y cantidad inspeccionada. Calidades muy altas en la inspección tendrán como efecto cantidades bajas de inspección, y por otro lado, un aumento en la cantidad inspeccionada, disminuirá lógicamente la calidad de la misma. Herramientas de análisis de riesgo basadas en procesos de investigación e inteligencia juegan un papel fundamental a la hora de establecer este equilibrio.
- Compromiso entre el grado de inspección y el nivel de amenaza. La arquitectura debe ser capaz de adaptarse a situaciones de aumento del nivel de amenaza que permitan aumentar el grado de inspección, es decir la calidad y/o la cantidad inspeccionada.
- Flexibilidad para responder a cambios en el número y origen de las amenazas, en las tecnologías de detección y en los procesos comerciales que inspeccionan.
- El impacto sobre los flujos comerciales objeto de inspección debe ser el menor posible compatible con el grado de inspección deseado.
- Movilidad que permita su despliegue entre puntos fronterizos y en la línea costera cuando así se requiera.
- Específico de cada país, pues debe considerar el marco legal existente, el nivel de amenaza, los recursos disponibles, los agentes públicos involucrados, así como los aspectos operacionales necesarios para el buen funcionamiento de la arquitectura.

### Componentes estructurales tecnológicos

#### Sistemas pasivos de detección

Los sistemas pasivos de inspección primaria por excelencia son los pórticos detectores de radiación. Cada pórtico se compone de dos estructuras, una a cada lado de la vía por donde va a circular el contenedor, donde se instalan los soportes y los paneles que contienen los detectores de radiación.

En el modo normal de operación, el vehículo y el contenedor atraviesa el pórtico, que debe disponer de dos o más sensores para identificar el paso del vehículo y calcular su velocidad, convirtiendo la radiación gamma y/o de neutrones recibida en impulsos que deben registrarse como mínimo con una frecuencia de 5 Hz. Con la información de estos impulsos y empleando diferentes algoritmos se calcula la radiación emitida.

#### Sistemas activos de detección

Dentro del ámbito de las arquitecturas nacionales de detección, los sistemas activos tienen la misión de detectar materiales radiactivos que hayan sido convenientemente blindados, mediante la identificación de componentes de alta densidad no esperados en la carga del contenedor.

Los sistemas habitualmente utilizados para esta misión utilizan una fuente artificial generadora de radiación ionizante (rayos X) con una energía suficiente para penetrar en los contenedores y la carga inspeccionada.

# Área 15

## Preparación y actuación en accidentes y emergencias radiológicas

Nuevo marco de ICRP, publicaciones 109 y 111 de la normas internacionales

Emergencias nucleares y emergencias radiológicas

Desarrollo de herramientas y metodologías de apoyo en su gestión

Preparación de la respuesta y formación: operativa y sanitaria

Protocolos de actuación en caso de detección: metal, MEGAPORT, etc.

Medidas de prevención y control asociadas

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





Sistema de evaluación para el análisis de las consecuencias radiológicas (RASCAL) . . . . .	571
de Miguel Martínez, M <sup>a</sup> .I.	
Calibración de un detector plástico de PVT de grandes dimensiones para la detección de radiación gamma . . . . .	572
Armenteros Carmona, J.C., Suárez Navarro, M.J., González-González, J.A., Pujol, L.	
Participación de ENRESA en el protocolo de vigilancia radiológica en materiales metálicos. . . . .	573
Ortiz Ramis, T., Alcaide Trenas, E., Garcia Aparicio, A., Orta Navarro, M <sup>a</sup> .C.	
Incidencia en la seguridad y protección radiológica de procedimientos normalizados y planes de emergencia interiores en caso de la braquiterapia de alta tasa . . . . .	574
Jiménez Domínguez, M., Rodríguez Alarcón, C., Baeza Trujillo, M., Haro Madero, G., Herrador Córdoba, M.	
El ejercicio internacional INEX-4 en España . . . . .	575
García Cadierno, J.P.	
Herramientas de apoyo a grupos radiológicos en centrales nucleares. . . . .	576
Gómez-Argüello Gordillo, B., Torres Gurdiel, C.	
Nueva directriz básica de planificación ante el riesgo radiológico. Contenido, criterios radiológicos e implantación. . . . .	577
Calvín Cuartero, M., De la Vega Ríber, R., Martín Calvarro, J.M.	
Mejoras en el sistema MOIRA para su aplicación a los emplazamientos nucleares fluviales españoles . . . . .	578
Gallego Díaz, E., Iglesias Ferrer, R., Dvorzhak, A. , Hofman, D.	
El sistema JRODOS: una herramienta moderna y eficaz para la gestión y preparación de emergencias nucleares y radiológicas y la rehabilitación. Implementación en España . . . . .	579
Montero Prieto, M., Dvorzhak, A., Acero, A., Gallego Díaz, E.	





## Sistema de evaluación para el análisis de las consecuencias radiológicas (RASCAL)

---

DE MIGUEL MARTÍNEZ, M<sup>a</sup>.I.\*

Tecnatom, S.A., Madrid.

\* Correspondencia – C-e: imiguel@tecnatom.es

**Palabras clave:** modelo Gaussiano, modelo de Puff, cálculo de dosis en emergencias, GIS.

### Introducción

El código empleado actualmente por las centrales nucleares españolas, es el IRDAM (Interactive Rapid Dose Assessment Model). Este código en la actualidad va a ser sustituido por el RASCAL (Radiological Assessment System for Consequence AnaLysis) versión 4.0. Esto supone una importante mejora en el cálculo de dosis para escapes a la atmósfera durante emergencias radiactivas. El objetivo principal es destacar los cambios más significativos introducidos en el RASCAL a la hora de realizar dichas estimaciones de dosis.

### Material y métodos

El material utilizado para este análisis ha sido los propios códigos: IRDAM y RASCAL, con su documentación asociada disponible.

### Resultados y discusión

Los principales cambios introducidos en RASCAL respecto al código anteriormente utilizado (IRDAM) son los siguientes:

- Utilización de un modelo Gaussiano de Puff a mayores distancias, donde las variaciones temporales o espaciales en condiciones meteorológicas pueden ser significativas. Este modelo de dispersión y transporte atmosférico estima las concentraciones de radionúclidos en la dirección del viento, tanto en el aire como en la tierra, por deposición. Las concentraciones calculadas son utilizadas entonces para el cálculo de dosis. Las vías que sigue la radiación son: dispersión por el polvo en la nube radiactiva, inhalación de la nube radiactiva y radiación desde el suelo por los radionúclidos depositados. La tasa de escape variará generalmente en función del tiempo. RASCAL calcula la media de la tasa de actividad emitida sobre periodos discretos de tiempo que tienen una duración de 15 minutos.
- Selección de un tiempo apropiado para el final de los cálculos y de esta manera evitar que las dosis puedan ser subestimadas por haber terminado los cálculos antes de que la nube radiactiva haya producido su dosis o por el contrario, terminar los cálculos innecesariamente tarde.
- Posibilidad de calcular la dosis cuando ha pasado la fase de nube radiactiva y se está en la fase intermedia de la emergencia mediante el módulo llamado “Medida de campo a dosis”. Esto permite determinar si el área es habitable o si los residentes necesitan un realojo. El modelo estima dosis en base a medidas de la contaminación del suelo.
- Consideración de la precipitación como dato meteorológico requerido, necesario para poder modelar el comportamiento de la nube radiactiva en la atmósfera. Este dato define la deposición húmeda, un proceso muy importante de eliminación.
- Visualización de las infraestructuras afectadas mediante la creación de un archivo llamado “Shapefile” el cual permite exportar la huella de la pluma radiactiva a un archivo GIS (Geographic Information System) o Google Earth.

### Conclusiones

RASCAL evalúa escapes desde: plantas de energía nuclear, depósitos y contenedores de almacenamiento de combustible gastado, instalaciones del ciclo de combustible e instalaciones de manipulación de material radiactivo.

Este nuevo código permite mejorar de forma significativa los cálculos de dosis a la población en situaciones de emergencia, debida a las descargas al exterior y en definitiva permite una mejor toma de decisiones de cara a determinar las medidas de protección al público en una emergencia nuclear o radiactiva.

## Calibración de un detector plástico de PVT de grandes dimensiones para la detección de radiación gamma

ARMENTEROS CARMONA, J.C., SUÁREZ NAVARRO, M.J.\*, GONZÁLEZ-GONZÁLEZ, J.A., PUJOL, LL.

E.T.S. I Caminos, Canales y Puertos. Universidad Politécnica de Madrid.

\* Correspondencia – C-e: he04@caminos.upm.es

**Palabras clave:** pórticos de radiación, detectores pvt, detección de tráfico ilícito de material radiactivo, detección de radiación.

### Introducción

Los pórticos con detectores de PVT han evolucionado de forma progresiva y se han adaptado a diferentes objetivos. El objetivo inicial de los pórticos era activar niveles de alarma para indicar la presencia de material radiactivo (los instalados en acerías e industrias del metal). Posteriormente, se están utilizando como el medio más eficaz para la detección de tráfico ilícito de material radiactivo y de los materiales empleados en explosivos nucleares. Estos equipos detectan las emisiones gamma en distintas ventanas de energía (zonas), pudiendo clasificarlas en distintas categorías (usos médicos, industriales, naturales y nucleares). Para seleccionar dichas ventanas es necesario realizar un proceso previo de ajuste y calibración. En este artículo se describen los trabajos desarrollados con el pórtico RadSentry de la marca Canberra que utiliza 2 detectores de centelleo plástico de PVT de grandes dimensiones (172 × 32 × 4 cm). En este trabajo se presentan las distintas calibraciones necesarias para el correcto funcionamiento del equipo: calibración canal-energía, resolución-energía y eficiencia-energía.

### Material y métodos

Conjunto de 5 fuentes radiactivas calibradas con energías desde 122 keV hasta 1332 keV (Co, Ba, Cs, Mn y Co). Pórtico RadSentry de Canberra, con dos detectores de PVT de dimensiones 172 × 32 × 4 cm. El sistema almacena las cuentas en un multicanal de 256 canales. Trípode para fijar las fuentes.

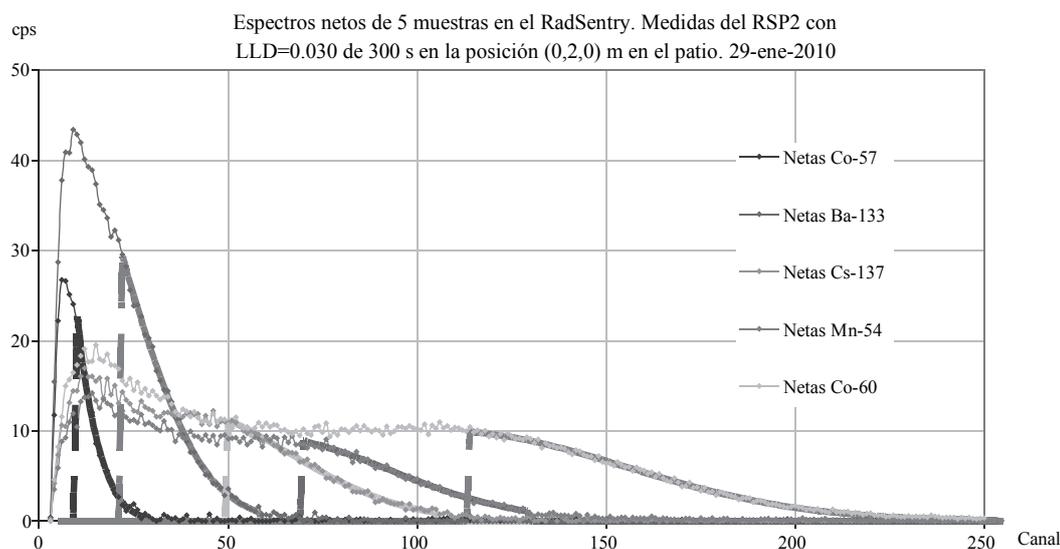
### Resultados y discusión

Para realizar la calibración en el PVT se miden las 5 fuentes calibradas durante 300 segundos. Las fuentes se sitúan a 2 m del detector perpendicularmente a la superficie del pórtico. En la Fig. 1 se presentan los espectros netos obtenidos utilizando las diferentes fuentes radiactivas.

La calibración canal-energía del borde Compton se obtiene a partir de tres parámetros diferentes: el canal del extremo superior que contiene el 97,5% de las detecciones del espectro, el canal del centroide o centro de gravedad y el extremo del canal que tiene el 50% de las detecciones. El ajuste obtenido con estos parámetros es lineal y con un coeficiente de determinación  $R > 0,996$  en los 3 ajustes realizados. El resultado ha sido válido para un rango de energías de 122 a 1332 keV.

La calibración resolución-energía del borde Compton es lineal con coeficiente de determinación de  $R= 0.982$ . La ecuación obtenida ha sido:  $E= 28.63 x- 355.38$ , siendo E la energía en keV y x el canal.

La calibración eficiencia (eficiencia total y eficiencia intrínseca)-energía se ajusta a una función polinomial de orden dos, con un coeficiente de correlación de  $R= 0,934$ . La ecuación obtenida ha sido  $Ef= -2 \times 10^{-4} b^2 + 0.0003b + 0.1167$ , siendo Ef la eficiencia y b la energía gamma media de las emisiones ponderadas por su intensidad, en keV.



**Figura 1:** Espectro neto de las fuentes calibradas. Con un pórtico de centelleo plástico de PVT.



## **Participación de ENRESA en el protocolo de vigilancia radiológica en materiales metálicos**

ORTIZ RAMIS, T.<sup>1,\*</sup>, ALCAIDE TRENAS, E.<sup>1</sup>, GARCIA APARICIO, A.<sup>1</sup>, ORTA NAVARRO, M<sup>a</sup>.C.<sup>2</sup>

<sup>3</sup> UTPR ENRESA; Madrid.

<sup>4</sup> UTPR AdQ; Madrid.

\* Correspondencia – C-e: [torr@enresa.es](mailto:torr@enresa.es)

**Palabras clave:** fuentes radiactivas, protección radiológica, residuos radiactivos, vigilancia radiológica.

### **Introducción**

Después del incidente de fusión de una fuente de Cs-137 en la instalación de ACERINOX en Los Barrios en junio de 1998, el uso de pórticos para el control de materiales radiactivos en chatarras empezó a extenderse. El 2 de noviembre de 1999 se firmó un Protocolo de colaboración sobre vigilancia radiológica de los materiales metálicos con objeto de establecer un sistema nacional para prevenir los riesgos derivados de la presencia de material radiactivo en la chatarra y en sus productos derivados. El protocolo está basado en la voluntariedad de las partes implicadas.

El protocolo prevé que sea la propia instalación o una UTPR externa las que lleven a cabo las primeras actuaciones para localizar y segregar el material radiactivo, correspondiendo a ENRESA la retirada de aquellos materiales que se clasifiquen como residuos radiactivos.

### **Método**

La participación de ENRESA está relacionada con toda la gestión de los residuos radiactivos que se puedan generar. De este modo está encargada de retirar los materiales radiactivos clasificados como residuos radiactivos y aquellos que se generen como consecuencia de un accidente. Los grupos de ENRESA más involucrados en estas intervenciones son la Unidad Técnica de Protección Radiológica (UTPR) y la Unidad de Gestión de Residuos de Instalaciones Radiactivas (UGRIR).

Las actuaciones de la UTPR pueden ser inmediatas, en caso de accidente con dispersión de material radiactivo y de aparición de fuentes radiactivas sin blindaje de alta intensidad o planificadas. Desde 1999 se han realizado más de 350 actuaciones, 8 inmediatas, 5 en incidentes y el resto planificadas. Asimismo se han realizado más de 250 retiradas. La UTPR caracteriza y acondiciona los residuos radiactivos de manera que se cumplan los criterios de aceptación del C.A. el Cabril y el reglamento de transporte de mercancías peligrosas. En el caso de que el material pueda ser incorporado al proceso, por sus bajos niveles de actividad, se emite el correspondiente informe.

Asimismo ha colaborado con el Consejo de Seguridad Nuclear en la caracterización radiológica de algunas de las instalaciones afectadas por incidentes y ha definido los criterios para la adecuada caracterización y acondicionamiento de los residuos radiactivos generados.

La UTPR también participa en los cursos de formación habiéndose celebrado 34 cursos de diferentes niveles con más de 600 asistentes.

### **Resultados**

Hasta el 31-12-2009 en el 18% de las ocasiones se han revisado fuentes radiactivas de mayor o menor actividad. En total se han revisado 2648 piezas de las cuales el 10% eran fuentes radiactivas y el 53% piezas contaminadas con materiales radiactivos naturales (NORM), que en general es el Ra-226 aunque en ocasiones se detecta también el Th-232. La mayoría de estas piezas contaminadas con NORM pueden ser incorporadas al proceso (70%). El resto de las piezas son productos de consumo (pararrayos, detectores de humo, válvulas electrónicas, aleaciones de torio, piezas de uranio empobrecido, etc).

Respecto de las fuentes radiactivas se han retirado un total de 273 de las cuales (64%) eran de Ra-226, el resto eran fundamentalmente de Cs-137 (15%), Co-60 (8%) y Am-241 (5%). En lo que se refiere a la actividad las fuentes de Ra-226 suponen el 0,4% del total de la actividad retirada (0,31 TBq).

Por otra parte debe indicarse que se han producido 8 incidentes con dispersión de material radiactivo generándose 2.525 m<sup>3</sup>. En todos los incidentes la fuente implicada ha sido de Cs-137.

### **Conclusiones**

El protocolo para la vigilancia radiológica de los materiales metálicos está operando adecuadamente y no se presentan problemas importantes.

Las instalaciones segregan adecuadamente los materiales detectados para su posterior caracterización por la UTPR de ENRESA. La mayoría de los materiales detectados son piezas con NORM y los restantes son componentes con baja actividad aunque, en algunas ocasiones, se han detectado fuentes con un nivel de intensidad elevado.

El número de incidentes con dispersión de material radiactivo, desde que se instalaron los pórticos de vigilancia, ha sido pequeño y en los últimos incidentes la actividad de la fuente era baja.

## **Incidencia en la seguridad y protección radiológica de procedimientos normalizados y planes de emergencia interiores en caso de la braquiterapia de alta tasa**

JIMÉNEZ DOMÍNGUEZ, M.\* , RODRIGUEZ ALARCÓN, C., BAEZA TRUJILLO, M., HARO MADERO, G., HERRADOR CÓRDOBA, M.

Hospital Universitario Virgen del Rocío, Sevilla.

\* Correspondencia – C-e: mjcinnamon@gmail.com

**Palabras clave:** emergencia, protocolo, seguridad radiológica.

### **Introducción**

Las situaciones de emergencia son consecuencia de sucesos no planificados en donde puede existir (accidentes) o no (incidentes) probabilidad de superar los límites de dosis.

En este sentido, resulta fundamental definir un conjunto de actuaciones a realizar en el caso de que se incremente el riesgo radiológico por situación de emergencia previsible. Analizamos aquí el caso de una unidad de braquiterapia de alta tasa.

### **Material y métodos**

En nuestro hospital se dispone de un equipo de braquiterapia de alta tasa Varisource 200 que aloja una fuente de Ir-192 de actividad inicial 370 GBq, situado en un búnker blindado. La sala dispone de cámara de vídeo para el control del tratamiento, y equipamiento exclusivo de emergencia (contenedor blindado para almacenar la fuente, cortador de cable, detector de radiación portátil). Además, existe un detector de radiación ambiental y un sistema de seguridad de último hombre próximo a la salida. La salida y recogida de la fuente se controla desde una consola de mandos situada en puesto de control externo.

A lo largo del año 2010 se trataron en esta unidad un total de 84 pacientes ginecológicas.

Se ha diseñado un protocolo de actuación que comprende:

- Procedimientos normalizados de trabajo para: preparación y ejecución del tratamiento en los aspectos radiofísicos y de protección radiológica del mismo, cambio de fuente, controles de calidad del equipamiento y registros.
- Plan de emergencia con las acciones a desarrollar ante tres posibles situaciones de emergencia:
  - a) permanencia injustificada de una persona en la sala estando la fuente en posición de tratamiento,
  - b) fallo en el mecanismo de recogida de la fuente y
  - c) incendio o catástrofe en la instalación.
- Para cada una de estas situaciones se establecen mecanismos de detección, análisis de las posibles causas y sus consecuencias, procedimiento a seguir, actuaciones desarrolladas y/o programadas sobre personas e instalación y cadena de responsabilidades.
- Programación de simulacros.
- Divulgación y entrenamiento del personal.

### **Resultados y discusión**

La aplicación de los procedimientos normalizados de trabajo, ha permitido ampliar el número de profesionales aptos para la preparación y aplicación del tratamiento, sistematizar los controles de calidad de los equipos y su registro.

La existencia del plan de emergencia, su difusión y la realización de simulacros ha facilitado la incorporación de nuevos profesionales en condiciones de seguridad y ha permitido disponer de documentación fácilmente accesible para la formación continua en materia de seguridad y protección radiológicas.

Se efectúan cuatro simulacros al año coincidiendo con los cambios de fuente programados y en ellos participan todos los profesionales relacionados con los tratamientos, las nuevas incorporaciones y por rotación parte del resto de los profesionales de los Servicios de Oncología Radioterápica y de Radiofísica.

Las medidas de protección radiológica operacional se completan, en el terreno de la formación, con la realización cada dos años de un curso de actualización que incluye: posibles sucesos acaecidos durante los dos años anteriores, experiencias y lecciones aprendidas, reglamento de funcionamiento y plan de emergencia interior de las instalaciones, en el que participan todos los profesionales de ambos servicios.

### **Conclusiones**

Para garantizar la seguridad y protección radiológica de pacientes, trabajadores y público - es fundamental disponer de un plan de emergencias:

- Tal plan ha de ser ampliamente difundido; sus contenidos deben estar permanentemente al alcance de todos los trabajadores implicados; y debe verificarse y en su caso actualizarse mediante la realización de simulacros.
- En nuestro hospital, la formación de los profesionales y la realización de simulacros se han demostrado como la mejor garantía de ausencia de emergencias reales.



## El ejercicio internacional INEX-4 en España

---

GARCÍA CADIerno, J.P.\*

Consejo de Seguridad Nuclear, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: jpgc@csn.es

**Palabras clave:** emergencias, accidentes, ejercicios, bombas sucias.

### Introducción

Hasta ahora, la serie internacional de ejercicios INEX desarrollada por la Agencia de Energía Nuclear, dependiente de la Organización para la Cooperación y Desarrollo Económico (OCDE) se había centrado en los aspectos nacionales e internacionales de la gestión de la primera fase de las emergencias nucleares; y éstos demostraron su utilidad para probar, investigar y mejorar los acuerdos necesarios para responder a los accidentes nucleares y emergencias radiológicas a nivel nacional e internacional. Sin embargo, el ejercicio INEX-4 centró en los aspectos relacionados con la gestión de consecuencias y la fase de transición a la recuperación debido a actos malévolos en el que estuvo involucrada la emisión de materiales radiactivos en un entorno urbano (“detonación de un bomba sucia en una ciudad”). De acuerdo con la Directriz básica de planificación ante riesgo radiológico, dicha emergencia fue declarada como emergencia de interés nacional (nivel 3).

### Desarrollo

El ejercicio comenzó después de la finalización de la fase inicial de crisis, y se minimizaron aquellos aspectos relacionados con la fase inicial de la crisis, así como los aspectos judiciales y criminales del escenario. El inicio del ejercicio empezó unos pocos días después del suceso iniciador y es justo después de la finalización de la primera fase de la emergencia que está compuesta por la respuesta inicial y la gestión de la crisis.

Para la planificación del ejercicio, se creó un Comité Nacional de Planificación, coordinado por el CSN, en el que participaron la mayoría de los organismos tanto nacionales como autonómicos y locales que tienen un papel relevante en este tipo de emergencias. Dicho comité consideró útil realizar dos ejercicios: uno de campo (voluntario) y otro de campo (obligatorio), que tuvieran como base el mismo escenario y realizado en dos días distintos.

Con objeto de diseñar un ejercicio manejable desde el punto de vista de la planificación y la gestión, el alcance del ejercicio se centró en las siguientes cinco áreas temáticas: Toma de decisiones, sobre las distintas estrategias de protección, salud pública, en la que se incluyeron los aspectos relativos a la información y comunicación, evaluación y vigilancia radiológica, seguridad y protección de las poblaciones y la infraestructura y planificación para la recuperación. La dirección del ejercicio de mesa estuvo a cargo de un Comité de dirección presidido por la Directora General de Protección Civil y Emergencias que fue designada por el Ministro del Interior para dirigir esta fase en especial.

Las cinco áreas temáticas, que fueron posteriormente evaluados desde una perspectiva nacional e internacional, constituyeron la base de las áreas tratadas en el ejercicio y del cuestionario de evaluación post-ejercicio, que en estos momentos se encuentra en su fase de realización.

En el ejercicio de campo se trató de comprobar la coordinación entre los distintos grupos operativos que actuarían en este tipo de emergencias. De acuerdo con la Directriz básica de planificación ante el riesgo radiológico, la dirección y coordinación operativa de las actuaciones en la zona siniestrada, en caso de emergencias declaradas de interés nacional, correspondió al Teniente General Jefe de la Unidad Militar de Emergencias. Durante el ejercicio se simuló una serie de incidencias que tuvieron que ser resueltas por los participantes del ejercicio.

### Conclusiones

El ejercicio resultó muy útil para verificar el grado de alta coordinación entre todas las instituciones involucradas en este tipo de emergencias, y sirvió como un primer paso para definir la operatividad, tanto a nivel de toma de decisiones como a nivel de actuantes, ante este tipo de situaciones.

## Herramientas de apoyo a grupos radiológicos en centrales nucleares

---

GÓMEZ-ARGÜELLO GORDILLO, B.\* , TORRES GURDIEL, C.  
TECNATOM, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: bgomez@tecnatom.es

**Palabras clave:** grupo radiológico, emergencias nucleares, herramientas de apoyo.

### Introducción

Tecnatom desde hace años lleva a cabo la formación de los grupos radiológicos que desarrollan un papel fundamental en la gestión de las emergencias desde el Centro de Apoyo a la Emergencia CAT de diversas centrales nucleares españolas. En todo este tiempo, la metodología utilizada ha ido evolucionando y se han ido desarrollando una serie de ayudas, algunas de ellas implementadas en herramientas informáticas que han permitido mejorar sustancialmente el apoyo prestado a estos grupos.

### Material y métodos

Herramientas Informáticas desarrolladas por Tecnatom: SACAT (Sistema de Apoyo al CAT de Almaraz), MOCAT (Modernización del CAT de Garoña), SACATRI (Sistema de Apoyo al CAT de Trillo), PROMOCAT (Proyecto de modernización del CAT de Ascó).

Procedimientos propios de las CCNN para el Cálculo del Término Fuente, Evaluación de la Dosis al Público durante una Emergencia, Actuación ante un Accidente Radiológico, Planificación de una Intervención en Zonas Afectadas, Asignación de Equipos de Protección y otros de aplicación al grupo radiológico.

### Resultados y discusión

Tecnatom ha desarrollado herramientas informáticas para facilitar a las plantas las tareas asociadas a la evaluación de dosis al exterior y toma de decisiones que deben de realizar los grupos de control Radiológico durante las emergencias nucleares. Estas herramientas, además de dar soporte en caso de emergencia nuclear, están siendo utilizadas para la formación específica de este área, así como en los simulacros que se realizan con una periodicidad anual.

Estas herramientas, que incluyen ayudas para estos grupos radiológicos asesorándoles en el cálculo de dosis al exterior, planificación de intervenciones, rescate, asignación de equipos de protección, tareas de evacuación de personal, etc, podrían ser igualmente de gran utilidad para dar apoyo al personal de Instalaciones Radiactivas.

### Conclusiones

Se ha observado que la calidad de la formación ha mejorado gracias a esta nueva metodología que aúna las clases teóricas con los ejercicios prácticos, utilizando herramientas de ayuda a la gestión radiológica ante una emergencia nuclear, mejorando así mismo la respuesta ante un posible accidente nuclear.



## Nueva directriz básica de planificación ante el riesgo radiológico. Contenido, criterios radiológicos e implantación

CALVÍN CUARTERO, M.\* , DE LA VEGA RÍBER, R., MARTÍN CALVARRO, J.M.

Consejo de Seguridad Nuclear, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: mcc@csn.es

**Palabras clave:** emergencias, criterios, radiológicos, normativa, intervenciones, planes, actuantes.

### Introducción

La aprobación en noviembre de 2010 de la nueva Directriz Básica de Planificación de Protección Civil ante el riesgo radiológico completa el esquema normativo existente en España en materia de emergencias nucleares y radiológicas, de tal modo que junto con la Directriz Básica del Transporte de Mercancías Peligrosas (clase VII) y el Plan Básico de Emergencia Nuclear se establecen los criterios necesarios para la planificación, preparación y respuesta ante las emergencias nucleares y radiológicas.

El proceso de elaboración de la citada directriz ha sido complejo y dilatado en el tiempo, habiendo sido su contenido consensuado por todas las Comunidades Autónomas y los diferentes organismos públicos del Estado involucrados en las citadas emergencias, a través de la Comisión Nacional de Protección Civil.

### Contenido de la directriz

Los aspectos más relevantes de la Directriz Básica se centran en su ámbito de planificación, los grupos de posibles emergencias radiológicas en función del tipo de actividad asociada, los niveles de planificación de la respuesta y las organizaciones responsables, su estructura y funciones para cada nivel, los criterios radiológicos, la implantación y el mantenimiento de la eficacia de los planes del nivel de respuesta exterior.

### Criterios radiológicos

Una cuestión primordial de la Directriz reside en los aspectos relacionados con los criterios radiológicos que son necesarios observar a la hora de la planificación, preparación y respuesta ante una emergencia radiológica.

Cabe destacar los siguientes criterios:

- Zonas de planificación de emergencias.
- Niveles de dosis de emergencia para el personal de intervención.
- Notificación de las emergencias radiológicas. Datos mínimos.
- Situaciones de emergencia radiológica en función de las consecuencias producidas o previsibles.
- Niveles de intervención para la aplicación de las medidas de protección a la población.
- Medidas de protección a la población urgentes y de larga duración.

### Conclusiones e implantación

La Directriz Básica resuelve una laguna que ha existido durante demasiado tiempo por la ausencia de normativa nacional y criterios para hacer frente a las emergencias radiológicas no nucleares. Asimismo, la Directriz establece claramente las Administraciones Públicas que son competentes para la planificación y la dirección de las emergencias radiológicas, así como el esquema de coordinación entre las mismas.

El Consejo de Seguridad Nuclear ha establecido un plan de acción para la implantación de la Directriz en los aspectos que son de su competencia. Las líneas básicas del plan son las siguientes:

- Establecimiento de una carta de servicios relacionada con la gestión de emergencias.
- Publicación del catálogo nacional de instalaciones y actividades con riesgo radiológico.
- Elaboración de una guía técnica que desarrolle los criterios radiológicos y recomendaciones para la implantación de la Directriz.
- Programa de convenios de colaboración a suscribir con las comunidades autónomas y determinados ayuntamientos.
- Colaboración en la preparación de los planes especiales de emergencias radiológicas de las comunidades autónomas y del Estado.
- Programa de apoyo a la formación de actuantes en emergencias radiológicas de las distintas Administraciones Públicas llamadas a intervenir.
- Revisión del plan de actuación ante emergencias del CSN.

## Mejoras en el sistema MOIRA para su aplicación a los emplazamientos nucleares fluviales españoles

GALLEGO DÍAZ, E.<sup>1,\*</sup>, IGLESIAS FERRER, R.<sup>1</sup>, DVORZHAK, A.<sup>1,3</sup>, HOFMAN, D.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Ingeniería Nuclear, ETSII, Universidad Politécnica de Madrid.

<sup>2</sup> Consultor, Nyköping, Suecia.

<sup>3</sup> Actualmente en Departamento de Medio Ambiente, CIEMAT, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: eduardo.gallego@upm.es

**Palabras clave:** rehabilitación post-accidente, contaminación sistemas acuáticos, sistemas fluviales, gestión post-accidente, sistemas de ayuda a la decisión, MOIRA.

### Introducción

Entre las posibles secuelas de un accidente nuclear hay que contar con la contaminación radiactiva a medio y largo plazo de los sistemas acuáticos de agua dulce. Frente a ese problema, es fundamental disponer de una evaluación realista del impacto radiológico, ecológico, social y económico de las posibles estrategias de gestión, para poder adoptar las decisiones más convenientes de forma racional. MOIRA es un sistema de ayuda a la decisión desarrollado en el curso de los Programas Marco Europeos con participación de la UPM, que ha sido mejorado y adaptado a los emplazamientos nucleares españoles en los últimos años en el contexto del Proyecto ISIDRO, patrocinado por el Consejo de Seguridad Nuclear, con la participación del CIEMAT y la UPM. El trabajo se centra en esos avances, principalmente relacionados con los sistemas hidráulicos complejos como los de los ríos Tajo, Ebro y Júcar, en los que se ubican varias centrales nucleares españolas.

### Material y métodos

En esencia se ha trabajado en la mejora del propio sistema y de su base de datos georeferenciados (GIS).

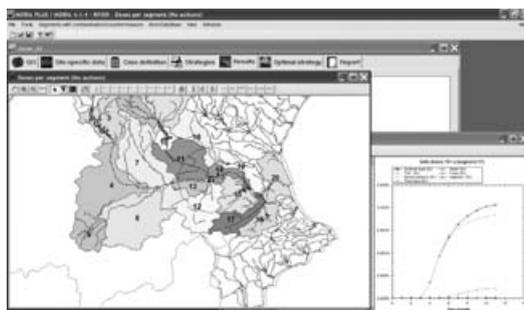
### Resultados y discusión

La nueva versión del sistema MOIRA incorpora los siguientes avances:

- Separación de los módulos para lagos y ríos, a fin de facilitar su uso y actualización.
- Integración de un nuevo modelo de cálculo de dosis para 3 grupos de población, conforme a las recomendaciones de la ICRP 101. Lo cual permite reducir la cantidad total de datos a manejar y agilizar los cálculos.
- Para el módulo de ríos:
  - Organización de los datos de población, tipos de suelo, y uso de la tierra en forma de vector, así como de los parámetros de usos recreativos (todo ello para un máximo de 20 tramos del río).
  - Automatización del algoritmo del GIS para estimar población, tipos de suelo y usos de la tierra para permitir hacer los cálculos para cada uno de los segmentos. Mejora de los algoritmos del GIS para incrementar su velocidad de proceso de datos y evitar intervenciones innecesarias de los usuarios.
  - Posibilidad de seleccionar la población afectada de un tramo del río según varias opciones con arreglo a la proximidad al tramo seleccionado. Según las celdillas por las que atraviesa el río, o definiendo una banda o zona de influencia de determinada anchura a cada lado del río. Posibilidad de asignar grupos de edad según porcentajes establecidos por el usuario.
  - Realización del cálculo para el conjunto de los 20 segmentos o tramos del río “en un click”. Obtención de resultados para la suma de los 20 tramos y para cada uno por separado, accediendo a los mismos desde el entorno GIS.
- Presentación automática de la tabla de resultados principales, empleada en el módulo de Análisis de la Decisión Multiatributos (MAA), en el informe de salida del MOIRA.
- Adaptación de MOIRA a los requisitos de seguridad del sistema operativo Windows Vista y Windows 7.
- Puesta al día de documentos de apoyo para el usuario.

Además, se ha realizado la integración de datos de la cuenca del río Júcar en el GIS del sistema.

En el trabajo se presentan estas mejoras de forma breve y se analiza un escenario post-accidental sobre la cuenca del Júcar (ver figura).



### Conclusiones

Como conclusión principal, indicar que se dispone de un sistema en continua mejora con el que evaluar la evolución a largo plazo de la situación radiológica resultante de una contaminación post-accidental de las principales cuencas fluviales españolas.

## El sistema JRODOS: una herramienta moderna y eficaz para la gestión y preparación de emergencias nucleares y radiológicas y la rehabilitación. Implementación en España

MONTERO PRIETO, M.<sup>1,\*</sup>, DVORZHAK, A.<sup>1</sup>, ACERO, A.<sup>1</sup>, GALLEGO DÍAZ, E.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Medio Ambiente, CIEMAT, Madrid.

<sup>2</sup> Departamento de Ingeniería Nuclear, ETSII, Universidad Politécnica de Madrid.

\* Correspondencia – C-e:C-e: milagros.montero@ciemat.es

**Palabras clave:** emergencias nucleares, emergencias radiológicas, rehabilitación post-accidente, gestión post-accidente, sistemas de ayuda a la decisión.

### Introducción

En los últimos años se ha producido un significativo avance en el área de la gestión de las emergencias nucleares y radiológicas y la rehabilitación. Proyectos de alcance europeo como EURANOS han contribuido a mejorar los procesos de gobernanza participativa iniciados durante los anteriores Programas Marco Europeos y el desarrollo de técnicas y metodologías en todos los niveles operativos en materia nuclear y radiológica. El sistema de ayuda a la decisión (SAD) RODOS es uno de los productos desarrollados durante este periodo y que ha ido siendo mejorado hasta convertirse en un sistema de uso operacional ampliamente difundido y asumido en todo el ámbito europeo y que empieza a extenderse también a otras zonas del mundo. En España, ha sido implementado y adaptado a las características nacionales en el contexto del Proyecto ISIDRO, patrocinado por el CSN, con la participación del CIEMAT y la UPM. El objetivo de este trabajo es dar a conocer la última versión de este sistema, denominado JRODOS, centrándose en su adaptación al entorno nacional y su aplicación como herramienta operacional en la gestión y preparación de las emergencias y la rehabilitación de zonas contaminadas.

### Material y métodos

Se ha utilizado el sistema JRODOS, trabajando en su implementación y adaptación para su utilización operacional a nivel nacional.

### Resultados y discusión

En caso de un accidente nuclear o radiológico en Europa, el sistema RODOS (Real-time On-line DecisiOn Support system) proporciona información integral, constante y actualizada, sobre la situación radiológica actual y probable, el alcance y las ventajas e inconvenientes de las posibles acciones y medidas para combatir la situación, y el apoyo metodológico para la toma de decisiones sobre las estrategias de respuesta frente a la emergencia y a para la posterior recuperación.

La última versión del sistema, denominado JRODOS, es el resultado de las principales demandas de los usuarios y constituye un cambio radical tanto en el diseño como en la forma de trabajar respecto al sistema primigenio.



Al ser un producto basado en Java, la nueva versión introduce una solución multiplataforma capaz de funcionar en la mayoría de los sistemas de operación, incluyendo Windows y los principales derivados de UNIX. El sistema de re-ingeniería conserva todos los modelos computacionales de RODOS, que ahora se integran como “plug-ins”. Esto permite una fácil expansión del sistema y facilita el desarrollo independiente de los nuevos modelos. Se apoya en un nuevo Sistema compatible de Información Geográfica (SIG) y en la aplicación de modernas tecnologías de base de datos con posibilidades de una configuración flexible. La funcionalidad de importación incluye la incorporación de archivos de medidas EURDEP y datos meteorológicos en formato GRIB. Además, se han realizado mejoras en las capacidades de modelación de la dispersión atmosférica

en el rango cercano y lejano, en el ámbito del seguimiento y la asimilación de datos en las situaciones de emergencia radiológica, en relación con los ejercicios y en el componente de ayuda a la decisión, introduciendo, además, nuevos desarrollos para modelar las contramedidas en medio agrícola y urbano y, finalmente, la aplicabilidad operativa del sistema se ha reforzado con la introducción de una nueva interfaz de usuario.

El sistema ya está implementado en la Sala de Emergencias (SALEM) del CSN y se está procediendo a su adaptación a las condiciones nacionales. A este respecto se está trabajando en la conexión de las fuentes de datos meteorológicas y radiológicas al sistema, en la adaptación de las bases de datos geográficas y temáticas y de los parámetros de los modelos, y en la adaptación de la interfaz de usuario (idioma, vistas, etc.). En el trabajo se muestra como se está desarrollando esta fase.

### Conclusiones

El sistema JRODOS se revela como una herramienta eficaz, flexible y de uso homologado a nivel europeo para ayudar en la gestión de las emergencias nucleares y radiológicas y en la posterior rehabilitación de los entornos contaminados, tanto en el nivel nacional de respuesta en la primera fase de la emergencia como a nivel regional /local en la preparación de las emergencias y recuperación del entorno con el concurso de los interlocutores sociales interesados.



# Área 16

## Regulación y normativas en el uso de las radiaciones

Organismos reguladores y asesores

Organismos competentes nacionales e internacionales

Legislación española actual y previsiones a corto plazo

Legislación europea actual y previsiones

Recomendaciones

Normativa del CSN y especificaciones en instalaciones radiactivas

Participación de las “partes interesadas”

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





Sistema de gestión de la calidad de un servicio de radiofísica y P.R. según ISO 9001 . . . . .	585
Gil Agudo, A., Torres Donaire, J., Zapata Jiménez, J.C., Carrascosa Fernández, C., Arjona Gutiérrez, J.	
Optimización del mantenimiento correctivo y preventivo en los equipos de Radiodiagnóstico, Medicina Nuclear y Radioterapia . . . . .	586
Carrascosa Fernández, C.B., Gil Agudo, A., Rodríguez Exojo, J.M., Torres Donaire, J., Zapata Jiménez, J.C., Arjona Gutiérrez, J.	
Análisis sobre la asignación de dosis administrativas en el control de dosimetría personal en el HU Ramón y Cajal de Madrid . . . . .	588
Sánchez, K., Prieto, D., Alonso, L., Sastre, J.M., Ferrer, N., Arranz, L.	
Aplicación informática para la gestión de bases de datos y conexiones en red de un servicio de radiofísica . . . . .	589
Ferrando Sánchez, A., Cabello Murillo, E., Díaz Fuentes, R., Castro Novais, J., Clemente Gutiérrez, F., De la Casa de Julián, M.A., Adami Hernández, P.	
Programa informático para elaborar automáticamente las hojas de inventario de fuentes de alta actividad . . . . .	590
Martínez Ortega, J., Castro Tejero, P.	
Instrucción IS-28, del consejo de seguridad nuclear, sobre las especificaciones de funcionamiento de instalaciones radiactivas. . . . .	591
Aguado Molina, D., Lorenz Pérez, P., Álvarez García, C., Suárez Carrillo, S., Rodríguez Martí, M.	
Revisión de las nuevas recomendaciones técnicas de la comisión europea para la vigilancia individual de los trabajadores expuestos a radiación externa (ed. 2009) . . . . .	592
Romero, A.M., Garcia-Alves, J., Ambrosi, P., Barlett, D., Currivan, L., Van Dijk, J., Fantuzzi, E., Kamenopoulou, V.	
Revisión de los medios humanos necesarios para el desarrollo de la actividad en un servicio de radiofísica hospitalaria . . . . .	593
Almansa, J.F.	





## **Sistema de gestión de la calidad de un servicio de radiofísica y P.R. según ISO 9001**

---

GIL AGUDO, A. \*, TORRES DONAIRE, J., ZAPATA JIMÉNEZ, J.C., CARRASCOSA FERNÁNDEZ, C., ARJONA GUTIÉRREZ, J.  
Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General de Ciudad Real.

\* Correspondencia – C-e: [agila@sescam.jccm.es](mailto:agila@sescam.jccm.es)

**Palabras clave:** calidad, procesos, ISO.

### **Introducción**

Una de las herramientas cada vez más implantadas para la optimización de los procedimientos es la gestión por procesos según un Sistema de Gestión de la Calidad. De la misma forma, para áreas concretas, como pueden ser servicios centrales dentro de grandes instituciones como los Hospitales Generales uno de los sistemas de gestión de la calidad más utilizado es la ISO 9001. Describimos en este trabajo nuestra experiencia en la implantación del sistema de calidad ISO 9001 en nuestro Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica (SRFPR). Desde 2006 se han ido elaborando procedimientos e instrucciones técnicas. Se diseñó el plan de trabajo para la implantación del Sistema de Calidad a finales del 2009 disponiendo de la certificación ISO en mayo de 2010.

### **Material y métodos**

Se establecen 4 procesos clave: Instalaciones con riesgo radiológico, Protección Radiológica de Trabajadores Expuestos y miembros del público, Control de calidad del equipamiento (RD, MN y RT) y Dosimetría a pacientes (clínica en RT y estimación dosis en RD y MN).

Se elaboran procedimientos y diagramas de flujo para cada uno de los procesos anteriores y se definen indicadores de éstos como una herramienta para evaluar el cumplimiento de los procedimientos establecidos. Se desarrollan instrucciones técnicas, formatos y registros para cada una de las actuaciones definidas en los procedimientos anteriores. Se diseñan los objetivos a medio plazo del SRFPR. Asimismo se establece la cartera de servicios del SRFPR.

### **Resultados y discusión**

Auditoria interna en fecha 12/2/2010. Auditoria externa en fecha 3/3/2010. Se analizan los indicadores de proceso: Grado cumplimiento de los controles de calidad, gestión dosimétrica, formación de trabajadores en protección radiológica (alta, embarazo). Se analizan las quejas y reclamaciones y el resultado de las encuestas a profesionales de otros servicios (satisfacción del cliente) así como el cumplimiento de los indicadores establecidos. Se exponen las acciones de mejora implantadas.

### **Conclusiones**

Un sistema de gestión de la calidad requiere la elaboración de documentación y registros de las actividades realizadas, lo que conlleva un incremento de dedicación en ocasiones importante. Sin embargo, favorece consensuar y homogeneizar las actuaciones del Servicio, disponer de herramientas para medir el grado de cumplimiento y evaluar de forma más objetiva las deficiencias y proponer mejoras. A su vez sirve para facilitar de forma más clara la cartera de servicios del Servicio lo que contribuye a mejorar la interrelación profesional en el Hospital y mejor conocimiento por parte de otros Servicios y Dirección de las actividades del SRFPR.

## Optimización del mantenimiento correctivo y preventivo en los equipos de Radiodiagnóstico, Medicina Nuclear y Radioterapia

CARRASCOSA FERNÁNDEZ, C.B.\* , GIL AGUDO, A., RODRIGUEZ EXOJO, J.M., TORRES DONAIRE, J., ZAPATA JIMÉNEZ, J.C., ARJONA GUTIÉRREZ, J.

Hospital General Universitario de Ciudad Real.

\* Correspondencia – C-e: cbcarrascosa@sescam.jccm.es

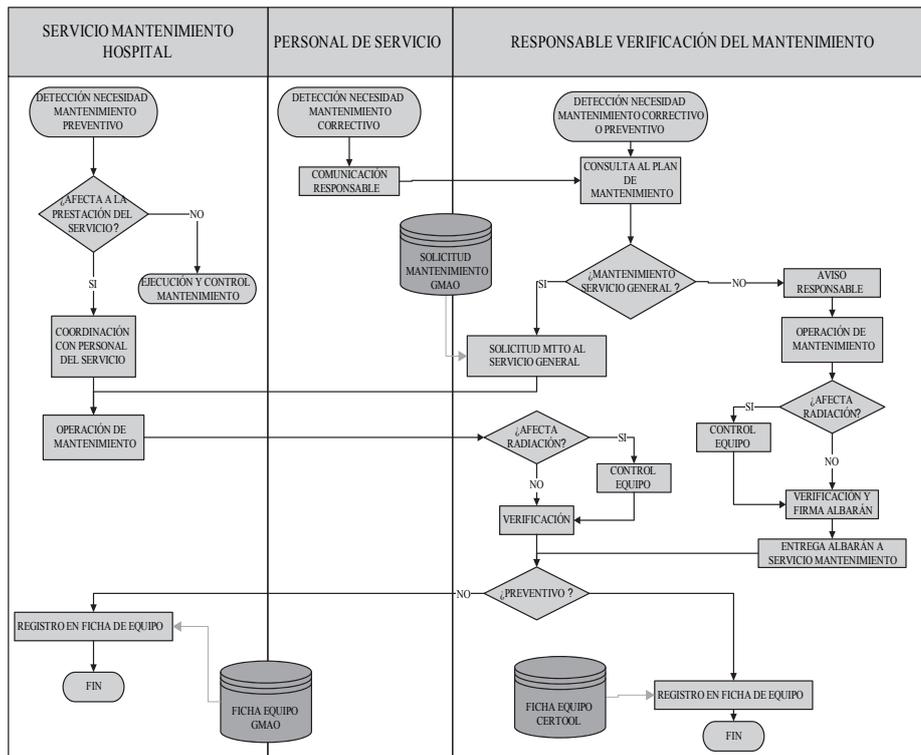
**Palabras clave:** mantenimiento, RD, MN, ONRT.

### Introducción

Una de las funciones de un Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica es el control de calidad de los equipos emisores de radiaciones ionizantes y detectores de uso clínico y la verificación ante incidencias y actuaciones de la casa comercial que pudieran afectar a la dosis ó a la calidad de imagen. A continuación se expone el procedimiento utilizado en nuestro hospital para realizar el seguimiento de las incidencias que se ocasionan en los equipos de Radiodiagnóstico (RD), Medicina Nuclear (MN) y Oncología Radioterápica (ONRT) realizado en colaboración con el Servicio de Electromedicina (EM).

### Material y métodos

Para realizar dicho cometido y dentro del marco de ISO 9001, se han elaborado instrucciones técnicas para Mantenimiento Correctivo y Preventivo de los equipos emisores de radiaciones ionizantes ó detectores de uso clínico en los servicios de MN, RD y ONRT en las que se establecen los circuitos de comunicación y responsabilidades. Asimismo también se dispone de otra instrucción para el uso de GMAO (sistema informático para la Gestión del Mantenimiento Asistido por Ordenador).

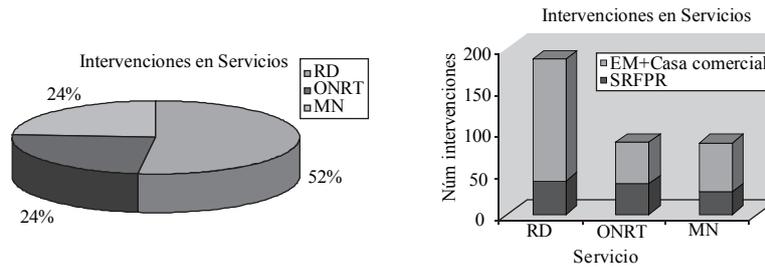


Una vez detectada una anomalía por parte del personal que maneja el equipo, éste se pone en contacto con el SRFPR. El radiofísico procederá a evaluar en primera instancia el alcance de la anomalía. En función de la avería el SRFPR avisará telefónicamente al responsable de EM ó podrá avisar directamente al Servicio Técnico adjudicatario del mantenimiento del equipo. Asimismo el SRFPR y/ó EM colaborará con la casa comercial para el diagnóstico de la incidencia y en caso de ser posible realizará la intervención en un primer nivel bajo la supervisión de ésta, según protocolo establecido.

En caso de ser necesaria la planificación de la intervención del Servicio Técnico, el SRFPR contactará con el responsable del servicio involucrado (MN, RD, ONRT), para programar dicha actuación en función de la actividad asistencial. El SRFPR realizará una solicitud de intervención según aplicación GMAO y lo pondrá en conocimiento de EM. Realizada la intervención el técnico entregará el equipo al SRFPR el cual verificará la actuación y comunicará a los responsables, del equipo y de EM, la situación de la anomalía y el resultado de las intervenciones. Todas las actuaciones deberán quedar reflejadas en la aplicación GMAO garantizando así la trazabilidad de las mismas.

## Resultados y discusión

Se han analizado el número de intervenciones realizadas en cada Servicio durante el año 2010.



## Conclusiones

Tras la experiencia se ha observado que trabajando con EM y por supuesto con soporte de las casas comerciales se logra:

- Mayor agilidad en la resolución de anomalías detectadas en el funcionamiento de los equipos contribuyendo a reducir los tiempos de parada de los equipos.
- Mayor control en las anomalías que afectan a la dosis y a la calidad de imagen.
- Mayor trazabilidad en las actuaciones por parte de los servicios implicados.
- Mejora en la centralización y gestión de la información.

## **Análisis sobre la asignación de dosis administrativas en el control de dosimetría personal en el HU Ramón y Cajal de Madrid**

---

SÁNCHEZ, K., PRIETO, D., ALONSO, L., SASTRE, J.M., FERRER, N., ARRANZ, L.\*

Servicio de Radiofísica y P.R. Hospital U. Ramón y Cajal, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: larranz.hrc@salud.madrid.org

**Palabras clave:** vigilancia dosimétrica, dosis administrativas.

### **Introducción**

La implantación de las dosis administrativas en 2008 por parte del CND a partir de la Instrucción Técnica CSN-IT-03/17 para aquellos casos de pérdida de información dosimétrica ha producido un incremento significativo de dosis en el personal expuesto a las radiaciones ionizantes (RI), ocultando en muchas ocasiones la exposición real. Existen diversos factores que pueden provocar la asignación de una dosis administrativa: No envío reiterado del dosímetro para su lectura (retraso en la entrega del dosímetro por diversos motivos, bajas temporales no comunicadas por enfermedad, permiso maternal o rotación en otros hospitales, etc.), pérdida del dosímetro (no comunicación de la pérdida por el usuario, comunicación de pérdida con retraso, pérdida del envío por correo de los dosímetros al CND, etc.), fallo mecánico durante la lectura del dosímetro o lectura incongruente.

### **Material y métodos**

En el HU Ramón y Cajal se ha realizado una serie de actuaciones para evitar la asignación de dosis administrativas basadas en una formación continua y en un seguimiento personalizado de cada usuario (sobre un total de 540 trabajadores con control dosimétrico). Cada mes se revisan los dosímetros no entregados y se hace un seguimiento personificado de los usuarios en 3 niveles de acción. El primer nivel es comunicarle que no ha cambiado correctamente su dosímetro solicitando informe sobre sus causas. El segundo nivel, al mes siguiente, es volverle a escribir en caso de que no haya respondido a ese requerimiento y siga sin cambiar su dosímetro. En esta segunda comunicación se le solicita explique sus motivos y se le informa de la adjudicación de una futura dosis administrativa si no se realiza el cambio al mes siguiente, poniendo a su disposición al Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica (SRPR) para cualquier duda. Asimismo se le indica que si no se tiene respuesta por su parte en un plazo de 15 días, se supondrá que ya no trabaja expuesto a las RI, que deberá entregar el dosímetro que tiene en su poder y que se procederá a darle de baja. La acción del tercer nivel es proceder a darle de baja mediante una carta con acuse de recibo.

Trimestralmente se solicita un informe a la Dirección de Recursos Humanos para conocer las posibles bajas del personal expuesto, dado que no siempre se le comunica al SRPR por parte del Servicio correspondiente.

### **Resultados y discusión**

Entre los años 2009 y 2010 se han realizado 15 cursos o sesiones formativas en los que han participado 636 trabajadores (algunos de ellos realizando varios cursos de diferentes niveles). El envío sistemático de cartas informativas a los trabajadores que no han realizado el cambio de dosímetro ha permitido conocer las causas de su falta de entrega y reducido la proporción de dosis administrativas, pasando del 13.3 % en enero de 2009 al 2.7 % en diciembre de 2010. El descenso paulatino a largo plazo indica que las comunicaciones directas y personales constituyen un factor decisivo.

A pesar de estas medidas, existe personal reincidente que no renueva su dosímetro, recibiendo dosis administrativas de forma reiterada. Aunque se realiza un aviso por escrito advirtiendo sobre una posible baja dosimétrica, éste no siempre surge efecto. En los casos más extremos la situación sólo puede solucionarse ejecutando la baja dosimétrica, con consentimiento incluido, del propio trabajador.

### **Conclusiones**

Los programas de formación continuada e información y el seguimiento personalizado mediante notificaciones escritas y verbales implantado en el hospital han permitido conocer las causas de la falta de entrega del dosímetro, reducir el porcentaje de asignación de dosis administrativas y lograr un control dosimétrico más eficaz.

Las comunicaciones personales permiten adelantarse a la adjudicación de dosis administrativas y han demostrado su utilidad para que pequeños desajustes no tengan mayores consecuencias. Además constituye una herramienta que concienta al trabajador sobre sus obligaciones administrativas y sobre el control ejercido por parte del SRPR sobre su situación personal.

Dichas acciones, junto con la asignación de dosis alternativas más realistas, en los casos que fuera posible o estuviera indicado, ha permitido reducir el número de asignación de dosis administrativas.



## Aplicación informática para la gestión de bases de datos y conexiones en red de un servicio de radiofísica

FERRANDO SÁNCHEZ, A.<sup>1\*</sup>, CABELLO MURILLO, E.<sup>1</sup>, DÍAZ FUENTES, R.<sup>1</sup>, CASTRO NOVAIS, J.<sup>2</sup>, CLEMENTE GUTIÉRREZ, F.<sup>1</sup>, DE LA CASA DE JULIÁN, M.A.<sup>1</sup>, ADAIMI HERNÁNDEZ, P.<sup>1</sup>

<sup>3</sup> Servicio de radiofísica. Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid.

<sup>4</sup> Servicio de radiofísica y protección radiológica. Hospital Quirón. Madrid.

\* Correspondencia – C-e: aferrando.hdoc@gmail.com

**Palabras clave:** aplicación informática, base de datos, control de calidad, gestión, conexión.

### Introducción

Las bases de datos en el control de calidad demuestran ser una potente herramienta para el registro, gestión y control estadístico de procesos. Desarrolladas en un entorno *Windows* y bajo *Access (Microsoft® Office)* nuestro servicio implementa tal filosofía sobre la red informática del centro. Un ordenador que hace las veces de servidor provee las bases de datos a las unidades de tratamiento para el registro de medidas de control de calidad diario e incidencias. Para eliminar accesos directos que dejan de funcionar ante una migración de datos, posible uso de duplicados erróneos y pérdida de información por fallos en las conexiones de red, que son problemas usuales, se ha procedido a gestionar conexiones y accesos a las bases de datos para facilitar su mantenimiento así como su uso a todo el personal del servicio.

### Material y métodos

Con el entorno de programación y lenguaje *Visual Basic 6.0 (VB)* se ha desarrollado una aplicación con código para realizar automáticamente las siguientes acciones:

- Comprobar si el ordenador en el que se ejecuta dispone de una conexión a red activa (con la función *IsNetWorkAlive* de la interfaz de programación de aplicaciones, *API*, de VB).
- Comprobar si el ordenador que hace las veces de servidor de las bases de datos es accesible en dicha red (mediante *Ping* a su dirección IP).
- Conectar a dicho ordenador mediante unidad de red (comando *Net use* del *Shell*).
- Abrir y leer un archivo de texto residente en él que contiene las rutas *UNC* de las bases de datos utilizables (“\\Servidor\Ruta del archivo”) así como su estado de disponibilidad y un valor numérico que será utilizado como periodo temporal para la actualización y comprobación de conexiones.

Se añade además la capacidad de identificar e informar del posible fallo en cualquiera de estos procesos para su notificación a radiofísica.

El acceso a las bases de datos se realiza mediante pulsación de botones de comando que activan código para el manejo de objetos del tipo *Access.Application*.

El hecho de que el programa lea un único archivo centralizado permite al administrador del servidor mudar las bases de datos a una nueva ubicación teniendo sólo que reescribir las rutas, o incluso deshabilitar y cerrar las bases de datos (que pueden estar en uso por la aplicación en diferentes máquinas) de una manera remota para su mantenimiento o desarrollo.

El programa incluye código a su vez para disponer de un ordenador que funcione de servidor alternativo en caso de fallo o avería del servidor principal.

### Resultados y conclusión

Se ha generado un archivo ejecutable (*.exe*) previamente programado para realizar automáticamente la conexión con el ordenador/servidor que centraliza archivos, facilitar la ejecución de aquellas bases de datos que el administrador permita en cada momento y detectar fallos en la red, agilizando su resolución. El código es de libre distribución, bajo petición, para su posterior adaptación a las bases de datos y direcciones de red local utilizadas en cada centro.

## Programa informático para elaborar automáticamente las hojas de inventario de fuentes de alta actividad

MARTÍNEZ ORTEGA, J.\* , CASTRO TEJERO, P.  
 Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda, MADRID.  
 \* Correspondencia – C-e: Jaime.martinez@salud.madrid.org

**Palabras clave:** braquiterapia HDR, documentación, fuentes de alta actividad.

### Introducción

El Real Decreto 229/2006 [1], sobre el control de fuentes radiactivas de alta actividad de FAA establece que se deberá abrir una hoja de inventario para cada una de estas fuentes, en la cual debe constar su localización y sus transferencias, así como una verificación mensual de la presencia y estado aparente de dichas fuentes.

Se establecen distintas circunstancias en las cuales la hoja de inventario ha de ser remitida tanto al Consejo de Seguridad Nuclear como al Ministerio de Industria u órgano competente en la Comunidad Autónoma.

Este Real Decreto es de plena aplicación en el caso de las fuentes de  $^{192}\text{Ir}$  utilizadas en los tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis, lo que supone una carga de trabajo adicional por parte del Servicio de Protección Radiológica.

El objetivo de este trabajo ha sido simplificar las tareas mediante una aplicación informática que genere y gestione automáticamente las hojas de inventario.

### Material y métodos

Se ha utilizado como modelo de hoja de inventario el proporcionado en el Anexo II del Real Decreto 229/2006. El programa ha sido elaborado con MS Access 2003, en lenguaje Visual Basic.

### Resultados y discusión

El menú principal consta de tres botones (Figura 1):

*Alta de fuente nueva.* Inicia un asistente en el que se introducen los datos de la nueva fuente, seleccionando el fabricante (o añadiendo uno nuevo). A continuación, solicita la introducción de las fechas en que se han realizado los controles mensuales.

En el paso final, la aplicación archiva la fuente en desuso y marca la fuente nueva como fuente en uso.

Las hojas de inventario de ambas se generan automáticamente, haciendo constar, entre otra información, si se trata de una nueva inscripción, o es una transferencia (en el caso de la fuente en desuso).

*Fabricantes.* Muestra una ventana en la cual se pueden tanto consultar como introducir los datos de cada uno de los fabricantes, utilizando la misma nomenclatura con la que constará en el informe final.

*Fuente actual.* Muestra el número de serie, actividad y fecha de alta de la fuente que se encuentra en la instalación.

Una vez generadas las hojas de inventario, se pueden guardar como documento Word y/o imprimir.

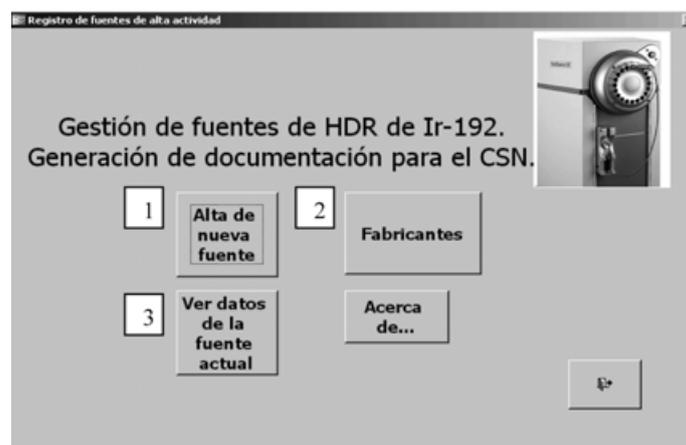


Figura 1. Menú principal de la aplicación.

### Conclusiones

Se produce una disminución significativa en el tiempo empleado en la elaboración de la documentación. La aplicación permite un archivo electrónico de las hojas de inventario.

### Referencias

- [1] “Real Decreto 229/2006, de 24 de febrero, sobre el control de fuentes radiactivas encapsuladas de alta actividad y fuentes huérfanas”. BOE 28/02/2006.



## Instrucción IS-28, del consejo de seguridad nuclear, sobre las especificaciones de funcionamiento de instalaciones radiactivas

AGUADO MOLINA, D.\* , LORENZ PÉREZ, P., ÁLVAREZ GARCÍA, C., SUÁREZ CARRILLO, S., RODRÍGUEZ MARTÍ, M.

Subdirección de Protección Radiológica Operacional. Consejo de Seguridad Nuclear. Madrid.

\* Correspondencia – C-e: dam@csn.es

**Palabras clave:** especificaciones, protección, radiológica, instalaciones, radiactivas.

### Introducción

En las autorizaciones de las instalaciones radiactivas deben constar los aspectos que se recogen en el artículo 7 del Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas. Los apartados j) y k) de dicho artículo se refieren, respectivamente, a los límites y condiciones en materia de seguridad y protección radiológica y a otras condiciones que pudieran convenir al caso. La elaboración de la Instrucción IS-28 del Consejo de Seguridad Nuclear (CSN) ha obedecido a la necesidad de desarrollar los aspectos contenidos en los citados apartados j) y k), así como regular y unificar los criterios aplicados por el CSN para exigir los límites y condiciones en materia de seguridad y protección radiológica a que debe quedar sometido el funcionamiento de las instalaciones radiactivas de segunda y tercera categoría y que hasta el momento se venían recogiendo en las autorizaciones de las mismas caso a caso.

Asimismo, mediante la IS-28 se hacen públicas, para conocimiento general, las especificaciones técnicas de seguridad y protección radiológica exigidas a las instalaciones radiactivas de segunda y tercera categoría.

### Material y métodos

Las especificaciones técnicas de seguridad y protección radiológica que deben cumplir las instalaciones radiactivas de segunda y tercera categoría, y que hasta ahora venían recogidas en las autorizaciones concedidas a las mismas, se han agrupado en la IS-28 en tres anexos:

- Anexo I.- Especificaciones reglamentarias y genéricas.
- Anexo II.- Especificaciones aplicables en función de las características de la instalación.
- Anexo III.- Especificaciones aplicables a prácticas específicas.

Además, para facilitar el cumplimiento de la Instrucción, se han agrupado las citadas especificaciones por campos de aplicación de las instalaciones.

A efectos de la aplicación práctica de la Instrucción, se han establecido en la misma los siguientes campos de aplicación:

- Medicina Nuclear.
- Radioterapia.
- Laboratorios con fuentes no encapsuladas.
- Radiografía y gammagrafía industrial.
- Otros:
  - Medida de densidad y humedad en suelos.
  - Control de procesos con fuentes radiactivas encapsuladas.
  - Control de procesos con rayos X.
  - Análisis instrumental (espectrometría y fluorescencia).
  - Comercialización y asistencia técnica.

### Resultados y discusión

Se elaboró un primer documento (borrador 0), al que se incorporaron posteriormente los comentarios internos del CSN, dando lugar al borrador-1. Dicho borrador-1 se envió a comentarios externos a distintas entidades involucradas (instalaciones radiactivas industriales, médicas, comercializadoras, Servicios y Unidades Técnicas de Protección Radiológica, Sociedades Científicas y otras) así como a distintos Departamentos Ministeriales relacionados con la materia. Además, y por primera vez, el proyecto de Instrucción se envió a la UE en cumplimiento del tratado de EURATOM.

Analizados los comentarios externos recibidos se incorporaron al documento aquellos que se consideraron adecuados. Además se introdujeron algunos cambios como consecuencia de la publicación entretanto de nueva reglamentación, obteniéndose el borrador-2.

Dicho borrador-2 fue aprobado finalmente por el Pleno del CSN en su reunión del día 22 de septiembre de 2010 y remitido para su publicación en el Boletín Oficial del Estado (BOE), como normativa de obligado cumplimiento.

### Conclusiones

- Publicación en el BOE de fecha 11 de octubre de 2010 de la IS-28, del Consejo de Seguridad Nuclear, sobre las especificaciones técnicas de funcionamiento que deben cumplir las instalaciones radiactivas de segunda y tercera categoría.
- Esta Instrucción es de aplicación a todas las instalaciones radiactivas de segunda y tercera categoría con fines científicos, médicos, agrícolas, comerciales o industriales que obtengan autorización de funcionamiento a partir de la entrada en vigor de la misma (el día siguiente de su publicación en el BOE), así como a las instalaciones que ya estén en funcionamiento en todo lo que no se oponga a las resoluciones de autorización vigentes de dichas instalaciones, en cuyo caso prevalecerá el contenido de dichas resoluciones.

## **Revisión de las nuevas recomendaciones técnicas de la comisión europea para la vigilancia individual de los trabajadores expuestos a radiación externa (ed.2009)**

---

ROMERO, A.M.\* , GARCIA-ALVES, J., AMBROSI, P., BARLETT, D., CURRIVAN, L., VAN DIJK, J., FANTUZZI, E., KAMENOPOULOU, V.  
Ciemat – Servicio de Dosimetría de Radiaciones, MADRID.

\* Correspondencia – C-e: ana.romero@ciemat.es

**Palabras clave:** dosimetría personal, servicio de dosimetría, recomendaciones técnicas, vigilancia individual.

### **Introducción**

La European Atomic Energy Community (EURATOM) establece normas de seguridad para proteger la salud de los trabajadores y del público en general contra los peligros que resultan de las radiaciones ionizantes, que son de aplicación en todos los Estados Miembros. Estas normas, que deben ser implementadas en la legislación de cada estado, incluyen requisitos para la vigilancia de los trabajadores expuestos a radiación externa. Con el objetivo de armonizar la implementación técnica de estos requisitos, la Comisión Europea (CE) publicó en 1975 una guía técnica para la vigilancia individual de la radiación externa. Posteriormente, estas recomendaciones fueron revisadas y actualizadas concluyendo en la publicación en 1994 del documento RP-73: Technical Recommendations (RT) for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation (Report EUR 14852).

A finales de 2006, la Dirección General de Energía y Transporte de la UE (DG TREN) convocó un concurso público para contratar la actualización del documento EUR 14852. El contrato fue adjudicado al consorcio formado por el European Radiation Dosimetry Group (EURADOS) y la Greek Atomic Energy comisión (GAEC) que elaboró y presentó una propuesta de las nuevas RT. Tras la revisión por los agentes implicados y la aprobación por el Grupo de Expertos del Artículo 31 del Tratado, en el año 2009 la CE publicó el documento Radiation Protection no. 160, *Technical Recommendations for Monitoring Individuals Occupationally Exposed to External Radiation* (RP-160).

El documento va dirigido principalmente al personal de los servicios de dosimetría personal, pero también a suministradores y a las autoridades nacionales con el fin de armonizar los procedimientos de autorización y contribuir al mutuo reconocimiento de los servicios de dosimetría externa europeos.

Este trabajo presenta las fases del desarrollo del proyecto de revisión de las RT y resume el contenido del documento RP-160, destacando aquellos aspectos que resultan novedosos respecto a la edición anterior.

### **Material y métodos**

El Grupo de Trabajo 2 de EURADOS (WG2) para la “Armonización de la Dosimetría Personal en Europa”, acometió en 2006 la tarea de revisar el Report EUR 14852 con el objeto de actualizar dichas RT y adaptarlas a la Directiva 96/29 de EURATOM (BSS) y al conocimiento científico y técnico más actual en materia de dosimetría personal externa. El WG2 de EURADOS designó un subgrupo de trabajo formado por siete expertos de distintas instituciones europeas (García-Alves J., Ambrosi P., Barlett D., Currivan L., Van Dijk J., Fantuzzi, E. y Kamenopoulou, V.) para abordar la revisión, actualización y redacción de las nuevas recomendaciones de la CE en materia de dosimetría personal, con Joao García-Alves como coordinador. La versión inicial del documento fue revisada y comentada por los servicios de dosimetría europeos, por laboratorios de calibración y por organismos internacionales y discutida con los miembros del WG2. Este trabajo culminó con la publicación por la CE del documento RP-160.

Las RT reúnen las recomendaciones y requisitos establecidos en las Directivas Europeas (EU), en las normas publicadas por la International Commission on Radiological Protection (ICRP) y la International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU) en materia de protección radiológica, en la normativa relevante en el ámbito de la metrología y la garantía de calidad y en los documentos técnicos y guías del Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA).

### **Resultados y conclusiones**

Las RT incluyen todos los aspectos relevantes para los servicios de dosimetría personal: desde una revisión de los conceptos básicos en dosimetría, a la gestión de la calidad o el registro de las dosis, haciendo un tratamiento detallado del cálculo de incertidumbres. Temas como el uso de dosímetros personales activos o la protección de datos, que no habían sido tratados en ediciones anteriores, son específicamente considerados en esta.

El documento se estructura en tres partes: fundamentos de la dosimetría personal y su papel dentro de la protección radiológica, metrología de la vigilancia individual y, por último, registro e informe de las dosis, aseguramiento y control de calidad, acreditación y autorización. Estas tres partes se desarrollan en diez capítulos que comienzan siempre con un resumen ejecutivo de las recomendaciones contenidas en cada uno de ellos.

La publicación RP-160 proporciona recomendaciones técnicas claras y específicas a los servicios de dosimetría y constituye la base para la armonización y el reconocimiento mutuo de los servicios de dosimetría personal europeos.

## Revisión de los medios humanos necesarios para el desarrollo de la actividad en un servicio de radiofísica hospitalaria

---

ALMANSA, J.F.<sup>1,\*</sup>, BURGOS, D.E.<sup>2</sup>, GUERRERO, R.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Hospital Virgen de las Nieves. Granada.

<sup>2</sup> Hospital San Cecilio. Granada.

\* Correspondencia – C-e: jalmansa\_lopez@gmail.com

**Palabras clave:** radiofísica, medios humanos, gestión.

### Introducción

La antigüedad de las recomendaciones sobre medios mínimos humanos y materiales de la SEFM, junto con la aparición de nuevas técnicas radiológicas y nuevo equipamiento, además del análisis de recientes publicaciones internacionales referentes al tema y del establecimiento de unidades relativas de valor en varias comunidades españolas, justifican una revisión de los medios humanos mínimos necesarios para llevar a cabo las tareas de un servicio de Radiofísica con la adecuada seguridad y calidad.

En este trabajo no se ha analizado la necesidad asociada de medios materiales, que podrán ser objeto de un estudio posterior.

### Material y métodos

Para la estimación de los medios humanos se ha partido del análisis de la información recogida en las referencias nacionales e internacionales, así como la contenida en los nuevos protocolos de control de calidad recientemente publicados (mamografía digital, planificadores, aceleradores, etc.). Posteriormente, teniendo en cuenta esta información así como la experiencia profesional de los autores, se ha establecido una estimación del tiempo necesario para llevar a cabo las nuevas funciones de un servicio estándar de Radiofísica. Finalmente se han obtenido nuevos valores sobre recomendaciones de medios humanos mínimos necesarios.

Para la realización del trabajo se ha partido de una clasificación de la actividad de un servicio de Radiofísica en 5 áreas:

- Dosimetría física y control de calidad.
- Dosimetría clínica.
- Protección Radiológica y Gestión del servicio.
- Formación y docencia.
- Investigación.

### Resultados y discusión

Se presenta una hoja de cálculo para la estimación de los medios humanos. Los valores de temporización de tareas aparecen, por defecto, para un servicio de Radiofísica estándar, pero la tabla permite variar estos valores, con lo que se pueda adaptar a las necesidades específicas de cada servicio.

Se han aplicado estas recomendaciones y las anteriores a dos servicios de Radiofísica tipo (uno de tecnología estándar y otro con tecnología avanzada o de referencia), y se observa el aumento de personal necesario para el correcto funcionamiento de un servicio de Radiofísica actual, con respecto a las anteriores recomendaciones, independientemente del tipo de hospital en que se encuentre. Este aumento es consistente con las nuevas recomendaciones.

### Conclusiones

Se presenta una herramienta útil para que los servicios estudien sus necesidades de personal, y su aplicación a servicios estándar proporciona valores que en general implican un aumento en la actual plantilla de los servicios de Radiofísica.



# Área 17

## Aspectos sociales y éticos de la Protección Radiológica

Compromiso y mecanismos de participación de las partes interesadas (Stakeholders)

Principios y criterios éticos y sociales aplicables

Mecanismos y experiencias de información y divulgación

Percepción social del riesgo radiológico

Experiencias y prácticas internacionales

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





# Área 17

La comunicación como herramienta para modificar la percepción negativa del riesgo radiológico .....	599
Alonso, L., Prieto, D., Sánchez, K., Ferrer, N., Arranz, L.	
Sistemas de información en protección radiológica: la base de datos INIS .....	600
Alberdi Larrañaga, I., Marco Arbolí, M.	
Resultados del programa vigilancia del emplazamiento en la fábrica de elementos combustibles de Juzbado .....	601
Ortiz Trujillo, D., Pérez Fonseca, A., Sierra Gil, S.	
Los principios orientativos de la IRPA sobre la implicación de las partes interesadas (“Stakeholders”) en la gestión de la protección radiológica .....	602
Arranz, L., Carboneras, P., Gallego, E., García, A., Rodríguez, M.	
Unidades de gestión clínica de radiofísica hospitalaria: ¿nuevo modelo de gestión? .....	603
Iborra Oquendo, M., Angulo Paín, E., Castro Ramírez, I., Quiñones Rodríguez, L.A., Ureña Llinares, A., Richarte Reina, J.M., Lupiani Castellanos, J., Ramos Caballero, L.J.	





## La comunicación como herramienta para modificar la percepción negativa del riesgo radiológico

ALONSO, L., PRIETO, D., SÁNCHEZ, K., FERRER, N., ARRANZ, L.\*

Servicio de Radiofísica y P.R. Hospital Universitario Ramón y Cajal, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: larranz.hrc@salud.madrid.org

**Palabras clave:** comunicación, percepción del riesgo, radiaciones ionizantes.

### Introducción

Los riesgos radiológicos son, seguramente por razones históricas ligadas a su origen bélico, el paradigma de la subjetividad y su percepción por parte de la población se ha convertido en un motivo de creciente interés para los responsables de su gestión y del manejo de cualquiera de las aplicaciones de las radiaciones ionizantes. Este interés es positivo porque cuanto más se conozca, mejores se darán las condiciones para intentar cambios de actitudes y aproximaciones al problema, sobre todo desde el punto de vista de la comunicación con la sociedad.

### Material y métodos

En el área hospitalaria, existe una actitud del público (los pacientes) claramente diferente frente a otros riesgos (energía nuclear, residuos radiactivos, etc.). Ello fue lo que motivó en 2001 la realización de un estudio para conocer la percepción del riesgo radiológico de los tres actores implicados: Los “especialistas” que las utilizan, los “administradores” que las regulan y el “público”. Cada uno tiene su propia opinión sobre el riesgo y su forma de evaluarlo. A partir de este estudio realizado a 11.285 encuestados se identificaron las razones que justificaban la diferencia de percepción del riesgo radiológico entre los diferentes grupos implicados. En este trabajo se ha analizado las causas de dichas diferencias y se propone unas bases que faciliten la adaptación del conocimiento científico a la información que se debe transmitir al público con objeto de mejorar su percepción.

### Resultados y discusión

El estudio demostró, entre otras cuestiones, la gran carga de subjetividad existente cuando se trata de las radiaciones ionizantes. El público se somete sin problemas a las irradiaciones médicas que sean necesarias, sin cuestionarse los posibles efectos perjudiciales de la radiación que reciben y, sin embargo, siempre se preocupan por cualquier otra presencia de la radiactividad en sus vidas. En ese estudio se observó que la diferencia está en el beneficio que el paciente obtiene, mientras que los demás riesgos radiológicos (energía nuclear por ejemplo) no son asumidos en absoluto y se perciben como un problema impuesto de manera ajena por agentes externos (por ejemplo, una compañía eléctrica, el gobierno, el organismo regulador, etc.) y en el que no se percibe que se reciba un beneficio personal tan claro y directo.

En este trabajo se propone unos criterios que faciliten la comunicación del riesgo radiológico para ofrecer una visión más realista del problema y lograr un cambio de actitud en los casos de percepción negativa. Para conseguir este cambio en la percepción del riesgo es necesario pasar de una actitud paternalista por parte del especialista a una relación donde se pueda deliberar. Si antiguamente se ignoraba al público en la toma de decisiones, en la actualidad se debe llegar a un auténtico diálogo que le haga sentirse protagonista. La comunicación del riesgo radiológico, sin embargo tiene unas dificultades pero también unas ventajas: En su contra está la utilización de una terminología específica y compleja, una difícil comprensión del modelo dosis-efecto (relación lineal sin umbral), una difícil comprensión del sistema de optimización (“Alara”) y de los límites de dosis, así como unos fundamentos radiobiológicos complejos e inciertos. Pero tenemos a favor un conocimiento de los efectos de las radiaciones mucho más preciso que los de otros riesgos, un elevado grado de aceptación de las aplicaciones médicas (al conocer sus beneficios reales) y una facilidad para obtener información real (a través de Internet). La comunicación es un derecho del ciudadano, ayuda a disminuir incertidumbres, facilita la adaptación y la percepción del control, favorece la posibilidad de planificar con objetivos reales y realizables y ayuda a participar en la toma de decisiones. Por contra, una mala comunicación genera desconfianza, confusión, miedo y, lo que es peor, pérdida de credibilidad en el especialista.

### Conclusiones

Los riesgos radiológicos no son riesgos asumidos “per se” por el público y eso los diferencia sustancialmente de otra clase de riesgos. Por ello, la importancia de los agentes implicados es mayor. No se puede pensar que una gestión segura es suficiente si no se percibe como tal. Si la percepción del riesgo es alta, como es el caso de la percepción de los riesgos de las radiaciones ionizantes, es deber de los agentes implicados (organismos reguladores, empresas, médicos, ingenieros, físicos médicos, etc.) tratar de ponerla en términos equitativos. No es suficiente (aunque, por supuesto, eso es lo prioritario) establecer y gestionar medidas reglamentarias y técnicas que aseguren el menor riesgo posible, sino que es necesario mantener a la población informada correctamente para que también se sienta segura.

## **Sistemas de información en protección radiológica: la base de datos INIS**

---

ALBERDI LARRAÑAGA, I.\*, MARCO ARBOLÍ, M.

CIEMAT, Madrid.

\* Correspondencia – C-e: izaskun.alberdi@ciemat.es

**Palabras clave:** energía nuclear, medio ambiente, protección radiológica, medicina, residuos, sistemas de información.

### **Introducción**

El INIS (International Nuclear Information Systems, Sistema Internacional de Documentación Nuclear), es el principal sistema mundial de información en el uso pacífico de la energía nuclear. De su gestión se encarga el Organismo Internacional de Energía Nuclear (OIEA) en colaboración con 122 estados miembros y en cooperación con 24 organizaciones internacionales. España es un estado miembro y su representación la ostenta el CIEMAT, que además se ocupa de analizar y seleccionar la documentación publicada dentro de sus fronteras, para indizarla y prepararla para la posterior incorporación en dicha base de datos.

El INIS ofrece un servicio integral de referencias de información sobre la literatura en protección radiológica (PR), ciencia y tecnología nuclear, medicina etc., procesando la mayor parte de la literatura mundial científica y técnica en el área para responder a las necesidades de información de la comunidad internacional en las áreas de interés del OIEA y en las actividades relacionadas con el uso pacífico de la ciencia y tecnología nucleares.

### **Material y métodos**

Los Centros Nacionales de INIS son responsables de todas las actividades relacionadas con el INIS que tienen lugar en su país y los oficiales de enlace INIS organizan la recopilación de la literatura pertinente, la preparación y envío de las entradas a la Base de Datos del INIS a nivel nacional y la difusión de la información contenida en todos los productos INIS dentro de su país.

### **Resultados y discusión**

El INIS ofrece a la comunidad investigadora más de 3 millones de registros bibliográficos en un amplio abanico de áreas entre las que se cuentan la ingeniería y tecnología nuclear, la seguridad y protección radiológica, las salvaguardias y otros aspectos de la no proliferación, las ciencias de la vida relacionadas con la investigación nuclear o incluso, aspectos legales. A su vez, abarca también los aspectos económicos y ambientales de las energías no nucleares, con particular énfasis en la protección radiológica, los combustibles fósiles, las energías renovables o el hidrógeno. El INIS es una herramienta fundamental para los investigadores y especialistas del área de PR y tecnología nuclear y también para la formación en áreas afines a dicha temática. Para facilitar su acceso y difusión el INIS se está incorporando al enfoque Open Access y a partir de abril de 2009, está accesible para cualquier usuario de Internet, brindando un acceso libre a su base de datos de referencias bibliográficas, resúmenes de artículos de publicaciones periódicas, informes científicos y técnicos, regulaciones y normas, presentaciones a conferencias, libros, patentes, tesis, leyes, y documentos Web. Un aspecto importante es que la iniciativa contempla el acceso a los textos completos de la literatura gris, esto es, literatura no convencional, del INIS, con más de 200.000 documentos, muchos de ellos no pueden encontrarse en ninguna otra parte. Todo esto supone una gran oportunidad para la comunidad investigadora en las áreas de interés del INIS.

### **Conclusiones**

En este trabajo se presentará el INIS, Sistema Internacional de Documentación Nuclear, su base de datos bibliográfica, su colección de literatura gris en formato pdf, su thesaurus multilingüe. Se abordará también sus posibilidades de acceso libre y las principales herramientas disponibles por los usuarios para su explotación. Además de proporcionar una base de datos de información nuclear de gran calidad, el INIS es también una aportación muy importante para el desarrollo de una cultura de la información sobre temas nucleares y el intercambio de conocimientos.



## Resultados del programa vigilancia del emplazamiento en la fábrica de elementos combustibles de Juzbado

---

ORTIZ TRUJILLO, D.\*, PÉREZ FONSECA, A., SIERRA GIL, S.

ENUSA Industrias Avanzadas, Juzbado.

\* Correspondencia – C-e: dot@fab.enusa.es

**Palabras clave:** programa de vigilancia ambiental, radiaciones ionizantes, uranio.

### Introducción

Durante el año 2008 en España acaecieron una serie de incidencias en algunas instalaciones nucleares, como consecuencia de las cuales se detectó contaminación dentro del emplazamiento, pero en áreas fuera de las zonas controladas. Por este motivo el CSN requirió a todas las instalaciones nucleares la realización de un plan de inspección que cubra todo el emplazamiento, para comprobar que no existen focos de contaminación fuera de control.

La fábrica de elementos combustibles de Juzbado tiene una serie de características singulares diferentes al resto de instalaciones nucleares, teniendo en cuenta que el inventario de isótopos presentes en Juzbado se limita a los del uranio enriquecido al 5 % y sus descendientes. Todos estos isótopos se encuentran de forma normal en la naturaleza en diferentes cantidades dependiendo de la hidrogeología de la zona. Por este motivo, hay que tener en cuenta que la cuantificación de contaminación aportada puede ser complicada al poder encontrar los mismos isótopos en el fondo radiactivo natural, teniendo que tener criterios claros y una metodología adecuada para distinguir valores de fondo con valores debidos a la fábrica.

En el presente trabajo se van a explicar los resultados obtenidos en dicho plan de inspección.

### Material y métodos

Para la realización del plan se hizo una división del tipo de terreno aplicando diferentes procedimientos y equipos de medida para áreas de tierra y para áreas de estructura (edificios, carreteras, viales...). El desarrollo del plan se realizó teniendo en cuenta la metodología MARSSIM, descrita en la norma NUREG 1575.

### Resultados y discusión

Para las zonas de tierra se ha analizado una zona de casi 100.000 m<sup>2</sup>, por medio de muestras puntuales de suelo analizadas en laboratorio (espectrometría alfa) y escaneo por medio de monitores de contaminación portátiles. En este caso no se ha encontrado ningún valor por encima de los niveles de notificación del Manual de Cálculo de Dosis al Exterior, aunque si se han encontrado muestras en las que existía desequilibrio entre la cantidad de <sup>234</sup>U y <sup>238</sup>U, que puede justificarse por la distinta reactividad química de los isótopos estudiados, presente en la naturaleza.

Para las zonas de estructuras se han medido cerca de 100.000 m<sup>2</sup> de superficie de edificios, viales, etc... que se han analizado mediante escaneo por medio de equipos portátiles y medidas puntuales realizadas. En este caso únicamente se han encontrado valores de contaminación superficial fija con valores de 0.04 Bq/cm<sup>2</sup> en una superficie de unos 0.5 m<sup>2</sup> junto a una pared de la planta de tratamiento de aguas.

### Conclusiones

Con la realización de este programa se ha podido ver que no existen puntos donde exista contaminación fuera de la nave de fabricación, confirmando por tanto las medidas operacionales realizadas en el control de efluentes y ratificadas por el programa de vigilancia radiológica ambiental (en operación en la fábrica desde el principio de la instalación). Se concluye que no se ha producido ningún tipo de impacto en el exterior de la nave de fabricación por lo que se confirma de nuevo que no ha existido riesgo ni para el público ni para el medio ambiente. De este modo, se ha cumplido el objetivo pedido en la realización de este plan (detectar posibles focos no controlados de contaminación).

## Los principios orientativos de la IRPA sobre la implicación de las partes interesadas (“Stakeholders”) en la gestión de la protección radiológica

---

ARRANZ, L., CARBONERAS, P., GALLEGO, E.\*, GARCÍA, A., RODRÍGUEZ, M.

Grupo de Trabajo de la Sociedad Española de Protección Radiológica.

\* Correspondencia – C-e: eduardo.gallego@upm.es

**Palabras clave:** partes interesadas, participación social.

### Introducción

Existe un consenso general en que la implicación efectiva y bien estructurada de las partes interesadas (“stakeholders”) mejora la calidad de la toma de decisiones y permite alcanzar decisiones más eficaces y sostenibles, que generan mayor confianza entre las personas y colectivos afectados.

La Asociación Internacional de Protección Radiológica (IRPA) no podía mantenerse ajena a esta cuestión, y ha elaborado un documento de principios orientativos cuya consideración recomienda a sus asociados.

### Material y métodos

La cuestión ya suscitó gran interés y un interesante debate en el Congreso IRPA11 celebrado en Madrid (2004). Como resultado de estas discusiones, la SEPR, en colaboración con la Sociedad Francesa de Radioprotección (SFRP) y la Sociedad de Protección Radiológica del Reino Unido (SRP), decidieron organizar una serie de reuniones de trabajo en las que se presentaron y discutieron en grupos, distintos casos prácticos de implicación de las partes interesadas en diferentes campos de la protección radiológica. Las reuniones de trabajo se celebraron en Salamanca, en noviembre de 2005, Montbéliard, Francia, en noviembre de 2006 y en Oxford, Reino Unido, en Diciembre de 2007 y su resultado fue un primer borrador de principios orientativos. En el transcurso de este desarrollo, se fue informando tanto al Consejo Ejecutivo de la IRPA como a los asistentes a los Congresos Regionales.

El borrador de los Principios Orientativos se envió en la primavera de 2008 a todas las Sociedades afiliadas a IRPA para comentarios. El documento revisado por el Consejo Ejecutivo fue presentado al Foro de Sociedades que tuvo lugar durante el Congreso IRPA-12 y, tras la discusión y con algunas modificaciones, finalmente los Principios fueron adoptados formalmente por el Consejo Ejecutivo de la IRPA el 18 de octubre de 2008.

En el periodo reciente, la SEPR ha preparado una versión en español, que se presenta a la comunidad nacional aprovechando este II Congreso conjunto de la SEFM y la SEPR.

### Resultados y discusión

Los Principios Orientativos se formulan como un decálogo, mediante el cual los profesionales de la protección radiológica deberían esforzarse para:

- Identificar las oportunidades para los procesos de implicación de partes interesadas y asegurar que su compromiso sea proporcional a la naturaleza de las cuestiones de protección radiológica en juego y su contexto (principio 1°).
- Iniciar el proceso tan pronto como sea posible y desarrollar un plan viable de implantación (principio 2°).
- Habilitar un proceso abierto, integrador y transparente (principio 3°).
- Buscar e implicar en el proceso a las partes interesadas y expertos relevantes (principio 4°).
- Asegurar que los papeles y responsabilidades de todos los participantes, y las reglas para la cooperación estén claramente definidos (principio 5°).
- Desarrollar en equipo los objetivos para el proceso, a partir de una visión compartida de las cuestiones y sus límites (principio 6°).
- Crear un ambiente en el que se valoren el lenguaje y el conocimiento compartidos, y que favorezca el aprendizaje colectivo (principio 7°).
- Respetar y valorar la expresión de los diferentes puntos de vista (principio 8°).
- Asegurar mecanismos sistemáticos de realimentación que permitan informar y mejorar los procesos actuales y tomar lecciones para otros futuros (principio 9°).
- Aplicar el Código Deontológico de la IRPA en sus actuaciones en estos procesos en la medida de su conocimiento (principio 10°).

### Conclusiones

Estos Principios Orientativos pretenden servir de ayuda a los miembros de las Sociedades afiliadas a la IRPA, y en general a todos los profesionales, de forma que se promueva la participación de todas las partes relevantes en los procesos de elaboración de decisiones relativas a la protección radiológica que puedan afectar al bienestar y calidad de vida de los trabajadores y el público, o al medio ambiente. Al promover esta orientación, los profesionales de la protección radiológica aspiran a desarrollar confianza y credibilidad a lo largo de los procesos de elaboración de decisiones de cara a mejorar la viabilidad de cualquier decisión final.



## Unidades de gestión clínica de radiofísica hospitalaria: ¿nuevo modelo de gestión?

IBORRA OQUENDO, M.\*, ANGULO PAÍN, E., CASTRO RAMÍREZ, I., QUIÑONES RODRÍGUEZ, L.A., UREÑA LLINARES, A., RICHARTE REINA, J.M., LUPIANI CASTELLANOS, J., RAMOS CABALLERO, L.J.

Hospital Universitario Puerta Del Mar, Cádiz.

\* Correspondencia – C-e: mariaa.iborra.sspa@juntadeandalucia.es

**Palabras clave:** unidad de gestión clínica, radiofísica, estrategias, calidad, seguridad.

### Introducción

La gestión clínica en el Servicio Andaluz de Salud es un proceso de diseño organizativo que permite incorporar a los profesionales en la gestión de los recursos utilizados en su propia práctica clínica. En las Unidades de Gestión Clínica la actividad se desarrolla de acuerdo a diferentes objetivos, entre los que destacan: fomentar la implicación de los profesionales sanitarios en la gestión de los centros, reforzar la continuidad asistencial entre ambos niveles de atención, mejorar la organización del trabajo y elevar la satisfacción de los pacientes.

El trabajo cotidiano dentro de los Servicios de Radiofísica Hospitalaria está alcanzando altas cotas de complejidad. Cada día son mayores los requerimientos que, desde otras especialidades, demandan al radiofísico quien participa en todos aquellos procesos asistenciales en los que se emplean radiaciones ionizantes tanto en Atención Especializada como en Atención Primaria.

Por ello, cada día es más necesaria la existencia de áreas de conocimiento específicas dentro de la especialidad y en esa línea, se ha creado la Unidad de Gestión Clínica de Radiofísica Hospitalaria en nuestro Hospital.

### Método

La creación de la Unidad de Gestión Clínica (UGC) del Radiofísica Hospitalaria fue solicitada por primera vez en el año 2004, adaptándonos al Modelo de Acuerdo de Gestión existente en aquella época, aunque no se autorizó como tal hasta el año 2010. Pioneros en este modelo de Unidad de Gestión Clínica de Radiofísica, su creación se justifica en ofrecer servicios de alta calidad, sensibles a las nuevas demandas sociales y que den respuesta con una organización integrada, eficaz y transparente:

- que garantice una respuesta adecuada y urgente,
- que base sus acciones en la evidencia científica,
- que incorpore el principio de precaución y
- que potencie los sistemas de vigilancia en salud pública.

Desde el comienzo de su andadura, todos los profesionales de la UGC hemos tenido como modelo de trabajo la apuesta por la mejora continua, la seguridad del paciente, la calidad y el desarrollo tecnológico, como parte de nuestro trabajo diario.

De modo que las estrategias seguidas han sido:

1. Adecuar la cartera de servicios dentro de la organización sanitaria.
2. Definir normas y estándares de calidad y acreditación de servicios y profesionales.
3. Acreditar la unidad.
4. Introducir nuevos elementos de organización y gestión.
5. Desarrollar instrumentos útiles: implantación de la gestión por procesos, guías de actuación, planes y programas.
6. Fortalecer los sistemas de vigilancia de salud que permitan conocer los problemas y riesgos.
7. Desarrollar programas de formación continuada y aplicada en la propia área de trabajo con el fin de que el 100% de los profesionales estén adecuadamente formados.
8. Impulsar líneas de investigación de salud pública: investigación básica vinculada a la práctica.

### Resultados y discusión

Para poner en práctica estas líneas estratégicas, se han formalizado acuerdos de colaboración en red, específicos en las áreas de actividad en las que se es referencia provincial, que permiten mejorar la accesibilidad, la calidad de la atención sanitaria y la continuidad asistencial, mediante propuestas a los Gerentes/Directores de Distrito de las áreas de cobertura asignadas por el Servicio Andaluz de Salud. Así mismo, se han formalizado acuerdos de gestión con otras Unidades de Gestión Clínica del propio Hospital.

En este primer año, abordamos con ilusión la responsabilidad creciente de la gestión, lo que obliga a un esfuerzo sobreañadido de todos los profesionales que integramos la UGC. Somos conscientes de nuestras limitaciones y de que este reto sólo puede ser entendido si se forma parte de una estructura amplia en la que nuestros logros han posibilitado que los éxitos sean los de todos y que el verdadero beneficiario de nuestros esfuerzos sea el paciente.

### Conclusiones

El trabajar como Unidad de Gestión al mismo nivel que el resto de UGC del Hospital ha supuesto un reto extraordinario y ambicioso para los especialistas en Radiofísica que nos ha obligado a repensar y reorganizar muchas de nuestras tareas y responsabilidades que, aunque habían funcionado de forma adecuada hasta ahora, no podrían dar respuesta a las nuevas demandas que la gestión clínica ha comenzado a generar en nuestro Hospital, más aún cuando las Unidades de Gestión Clínica estamos llamadas a realizar una gestión eficiente de los recursos que manejamos y en un futuro próximo tendremos capacidad para establecer Pactos de consumo y Alianzas estratégicas.



# Área 18

## Radiaciones no ionizantes

Caracterización de la exposición:  
magnitudes y unidades para RNI

Posibles efectos biológicos y sanitarios

Estudios epidemiológicos

Dosimetría física

Instrumentación

Criterios de protección

Estado de la regulación al respecto y previsiones

18° SEFM | 13° SEPR

Sevilla 2011





Efecto genotóxico inducido por un campo magnético de 200 microteslas: modelo experimental “in vivo” . . . . .	609
Montoya Navarro, I., Alcaraz Saura, M., Alcázar Fernández, M.D., Olmos Ortiz, E., Montalbán León, F., Sánchez Villalobos, J.M. Alcaraz Baños, M.	
Efecto de los campos electromagnéticos a 2,45 GHz sobre los niveles de proteínas de estrés celular HSP-90 y 70 en el tiroides de rata . . . . .	610
Misa Agustiño, M.J., Alvarez- Folgueiras, M., Jorge-Mora, M.T., Jorge Barreiro, F.J., Ares Pena, F.J., Leiro, J., López Martín, M.E.	
La proliferación inducida por hipertermia en células NB69 es contrarrestada por una señal de tipo radar . . . . .	611
Trillo Ruiz, M.A., Martínez Pascual M.A., Cid Torres, M.A., Page de la Vega, J.E., Chacón Vargas, L. Úbeda Maeso A.	
Seguridad de los pacientes frente a emisiones radioeléctricas internas y externas en el Hospital Universitario de Canarias . . . . .	612
Febles Santana, V., Martín Díaz, M.A., de Miguel Bilbao, S., Suárez Rodríguez, D.S., Hernández Armas, J.A., Fernández de Aldecoa, J.C., Ramos González, V.	
Eficacia del apantallamiento de una unidad de neurofisiología frente a interferencias electromagnéticas. . . . .	614
Febles Santana, V., de Miguel Bilbao, S., Lubary Rodríguez, C.S., Melián del Castillo, M.R., Herránz Gómez, J.G., Ramos González, V., Fernández de Aldecoa, J.C.	
Sistemática para la valoración de la exposición laboral frente a radiaciones ultravioletas. . . . .	616
Aniés Escartín, J., Perramon Lladó, A.	
Primeros pasos en el control de calidad de equipos de imagen por resonancia magnética. . . . .	617
Alonso Diaz, M., Castañeda Arronte, M.J., Ferreiros Vázquez, N., Sánchez Merino, G.	
Generación de rayos X por interacción de pulsos láser de GW y alta tasa de repetición, con blancos sólidos de Al, Cu, Cd y Au. . . . .	618
Fonseca Cuenca, C., Rodríguez Entem, D., Méndez Valverde, C., Roso Franco, L., Fernández González, F.	
Presentación del proyecto MobiKids: Tecnologías de la comunicación, exposiciones ambientales y riesgo de tumores cerebrales en gente joven. . . . .	619
Cardis, E., Alguacil, J., Aragonés, N., Morales, M., Carretero, G., Ferreras, E., Kincl, L., Kogevinas, M., Pollan, M., Solís, R., Vrijheid, M., Zumel, A.	



## Efecto genotóxico inducido por un campo magnético de 200 microteslas: modelo experimental “in vivo”

MONTOYA NAVARRO, I.<sup>1</sup>, ALCARAZ SAURA, M.<sup>1</sup>, ALCÁZAR FERNÁNDEZ, M.D.<sup>2</sup>, OLMOS ORTIZ, E.<sup>1</sup>, MONTALBÁN LEÓN, F.<sup>1</sup>, SÁNCHEZ VILLALOBOS, J.M.<sup>1</sup>, ALCARAZ BAÑOS, M.<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup> Área de Radiología y Medicina Física. Facultad de Medicina y Odontología. Universidad de Murcia.

<sup>2</sup> Servicio de Radioprotección del Vicerrectorado de Investigación, Universidad de Murcia.

\* Correspondencia – C-e: mab@um.es

**Palabras clave:** micronúcleos, antioxidantes, agentes antimutagénicos, efectos de la radiación, efectos de los campos magnéticos.

### Introducción

El test de micronúcleos “in vivo” es un método descrito originariamente para la detección de alteraciones cromosómicas provocadas por sustancias químicas. El ensayo de micronúcleos sobre eritrocitos policromatófilos de médula ósea (PCEs), desarrollado por Schmidt (1975), es probablemente el test más utilizado en el estudio genotóxico a corto plazo realizado “in vivo”. El análisis de micronúcleos sobre PCEs es un método simple para la detección del daño cromosómico producido por agentes químicos y físicos y es, probablemente, el test más significativo en términos de riesgo humano. Este estudio pretende determinar la existencia de un posible efecto genotóxico (mutagénico) inducido por la exposición continuada a un campo magnético de  $200 \pm 20$   $\mu$ Teslas y valorar un posible efecto protector de diferentes sustancias antioxidantes consideradas como protectoras frente al daño cromosómico inducido por radiación ionizante.

### Material y métodos

**Animales:** se han utilizado ratones Swiss machos de 9-12 semanas de edad y un peso aproximado de 25-30 g al comienzo del estudio, que se han mantenido en condiciones controladas, alimentados con dieta comercial (Rodent toxicology diet®, BYK Universal, Francia) y suministro de agua “ad libitum”, con ciclos día/noche de 12 h. Cada grupo experimental esta constituido por 6 animales.

**Exposición a campo magnético:** se ha construido un dispositivo experimental consistente en tres bobinas de 100 vueltas con hilo de cobre de 1 mm de diámetro. Con una frecuencia de 50 Hz, el campo magnético creado por una bobina en su centro es B (en  $\mu$ T)  $\approx 0,2 \times I$  (mA). Para alimentar las bobinas se ha construido una fuente de intensidad variable a 50 Hz; en esta experiencia se ha alimentado con 700 mA lo que produce un campo magnético de  $200 \pm 20$   $\mu$ T en la zona de exposición. El tiempo de permanencia de cada grupo dentro del campo magnético, en exposición corporal total, es de 0 (como control), 7, 14, 21, 28 días. Posteriormente, se ha repetido la experiencia administrándose diversas sustancias radioprotectoras: dimetilsulfóxido (DMSO), propiltiouracilo (PTU), procianidinas (P90) y extracto cítrico soluble (ECS) administradas al 0,2% en el agua de bebida durante todo el tiempo de exposición dentro del campo magnético estudiado.

**Exposición a radiación ionizante:** como control positivo del test se ha procedido a la irradiación con rayos X de un grupo de animales. Como segundo control, a otros grupos de animales se les ha administrado las sustancias radioprotectoras (DMSO, PTU, P90 y ECS) una hora antes de la irradiación (preirradiación) y 5 minutos después (post-irradiación). La irradiación con rayos X, en exposición corporal total, se ha realizado con un aparato Andrex SMART 200E machine (Xylon International, Hamburg, Alemania) a 120 kV, 4,5 mA, DFO de 74,5 cm a temperatura ambiental, con una tasa de dosis de 102 mGy/min. La dosis se monitorizó con un Dosímetro Universal UNIDOS con una cámara de ionización PTW Farmer TW 30010 (PTW-Friburg, Friburg, Alemania) ubicada en el interior de la cabina y confirmada con dosimetría de TLD. La dosis total a cada animal ha sido de 50 cGy.

**Test de Micronúcleos:** se ha realizado el test de MN sobre médula ósea de ratón descrito por Schmidt (1975). Las preparaciones se han teñido con May-Grünwald-Giemsa. Se ha determinado el número de MN en 2000 PCEs en cada animal, y se ha establecido la relación PCEs/Eritrocitos totales (ET). El estudio estadístico ha consistido en análisis de varianza complementado por un contraste de medias. Las variables cuantitativas se compararon mediante análisis de regresión y correlación lineales, considerándose valores significativos a ( $p < 0,05$ ). Posteriormente, se obtuvo el Factor de Protección como previamente se ha descrito por diferentes autores: FP (%) = (Frecuencia de MN en animales controles - Frecuencia de MN en animales tratados / Frecuencia de MN en controles)  $\times 100$ .

### Resultados y discusión

La exposición a los rayos X provoca un incremento significativo en la frecuencia de aparición de MNPCEs en comparación con la frecuencia espontánea ( $p < 0,001$ ), y la administración de las sustancias antioxidantes ensayadas provoca una disminución significativa en la frecuencia de aparición de MNPCEs ( $p < 0,001$ ) en los animales irradiados tanto cuando se administran antes de la exposición a radiación ionizante, como cuando se administran inmediatamente después.

La frecuencia de MNPCEs en todos los grupos expuestos en los campos magnéticos es mayor que la frecuencia de aparición de MNPCEs en los grupos controles no expuestos, llegando a ser el doble de la frecuencia espontánea de MNPCEs y apreciándose un incremento estadísticamente significativo ( $p < 0,01$ ). Sin embargo, en este caso la administración de las sustancias radioprotectoras no presentan efecto protector ya que no producen una disminución significativa en la frecuencia de MN determinada.

### Conclusiones

El campo magnético de 200  $\mu$ T ensayado induce un incremento significativo de la frecuencia de MNPCEs que pone de manifiesto un efecto genotóxico y una capacidad mutagénica que no se ve disminuida por la administración de sustancias antioxidantes radioprotectoras.

## Efecto de los campos electromagnéticos a 2,45 GHz sobre los niveles de proteínas de estrés celular HSP-90 y 70 en el tiroides de rata

MISA AGUSTIÑO, M.J., ALVAREZ- FOLGUEIRAS, M., JORGE-MORA, M.T., JORGE BARREIRO, F.J., ARES PENA, F.J., LEIRO, J., LÓPEZ MARTÍN, M.E.\*

Universidad de Santiago de Compostela.

\* Correspondencia – C-e: melena.lopez.martin@usc.es

**Palabras clave:** tiroides, campos electromagnéticos, HSP-90 y 70.

### Introducción

En diversos estudios biológicos experimentales en los que mamíferos se someten a la irradiación de campos electromagnéticos (CEM), se han observado desajustes en el sistema de homeostasis de estrés celular. El tiroides es una glándula endocrina que con cierta frecuencia está expuesta a la radiación no-ionizante, tanto cuando se realizan aplicaciones terapéuticas, como cuando hay una interacción entre los humanos y sistemas de comunicación inalámbricas. En este estudio analizamos los niveles de estrés celular alcanzados por proteínas de choque térmico (HSP) 90 y 70 en el tejido tiroideo de rata después de la exposición a la radiofrecuencia en un sistema experimental GTEM. Mediciones paralelas del estrés corporal en los animales mediante sondas de temperatura rectal, nos permitirán determinar si existe alguna interacción entre los incrementos de temperatura y el estrés celular.

### Material y métodos

Este estudio se llevó a cabo en 48 ratas hembras a las que se sometió durante treinta minutos a la exposición de radiación no-ionizante en un sistema experimental GTEM aplicando frecuencias de 2,45 GHz y potencias de 1,5, 3 o 12 W. La energía absorbida por cada animal después de la radiación se determinó mediante simulación numérica, usando el programa SEMCAD que está basado en FDTD. Noventa minutos y veinticuatro horas postradiación se sacrificaron los animales y se llevaron a cabo estudios de cuantificación de los niveles de proteínas de estrés celular HSP-90 y 70 mediante la técnica de ELISA.

### Resultados y discusión

Los valores estimados de la media y de pico de la tasa de absorción específica de la radiación (SAR) para 1 gr de tejido en tiroides y en el cuerpo de los animales indicaron niveles subtermostáticos e incrementos directamente proporcionales a la potencia recibida por cada subgrupo, así como diferencias significativas entre ellos.

La medición de la temperatura rectal en los animales indicó diferencias significativas antes y después de la irradiación, si comparamos los distintos tiempos hasta 90 min pero no a las 24 h. Sin embargo, sólo con la máxima potencia se observaron diferencias significativas antes y después de la irradiación  $37,7 \pm 10^{-2}$  ( $p=0,003$ ) en el estrés corporal.

Los estudios en el tejido tiroideo indicaron una disminución significativa en los niveles de proteínas HSP-90 y 70, 90 min después de la aplicación del SAR de  $0,046 \pm 1,10^{-3}$  W/kg (potencia de 1,5 W) ( $P < 0,0001$  y  $P < 0,010$ , respectivamente) y diferencias significativas en los niveles de proteína HSP-90 y 70 con exposiciones de 3W ó  $0,104 \pm 5,10^{-3}$  W/kg 90 min ( $P < 0,022$  y  $P < 0,05$ ). Veinticuatro horas después de la radiación solo mostraron diferencias significativas respecto a los animales no radiados los niveles de proteína de HSP-90 en animales radiados con SAR de  $0,104 \pm 5,10^{-3}$  W/kg ( $P < 0,0012$ ). La proteína HSP-70 no mostró diferencias significativas 24 horas postradiación para ninguno de los distintos SARs empleados en este experimento.

### Conclusiones

Nuestros resultados indican que: a) El estrés corporal inducido en los animales al SAR más elevado de radiación parece que es compensado en un tiempo corto por los mecanismos de homeostasis corporal; b) Contrariamente, los fenómenos de estrés celular desencadenados en la glándula tiroides no aparecen al SAR más alto sino a  $0,046 \pm 1,10^{-3}$  y/o  $0,104 \pm 5,10^{-3}$  W/kg, siendo la proteína HSP-90 más sensible que la HSP-70 a los efectos de la radiación en el tejido tiroideo; y c) Los niveles de radiación a los que el tejido tiroideo se muestra más resistente en su recuperación es para potencias de 3 W.



## La proliferación inducida por hipertermia en células NB69 es contrarrestada por una señal de tipo radar

TRILLO RUIZ, M.A.<sup>1,\*</sup>, MARTÍNEZ PASCUAL, M.A.<sup>1</sup>, CID TORRES, M.A.<sup>1</sup>, PAGE DE LA VEGA, J.E.<sup>2</sup>, CHACÓN VARGAS, L.<sup>1</sup>, ÚBEDA MAESO, A.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Dept. Investigación-BEM, Hospital Ramón y Cajal, 28034 Madrid, España.

<sup>2</sup> Dept. Electromagnetismo y Teoría de Circuitos, ETSIT, 28040 Madrid, España.

\* Correspondencia – C-e: angeles.trillo@hrc.es

**Palabras clave:** radiofrecuencia, SAR subtérmica, hipertermia, citostasis, neuroblastoma.

### Introducción

Las normativas de protección ante radiaciones no ionizantes (RNI) en el espectro de las radiofrecuencias (RF) se basan en criterios térmicos y se dirigen a evitar incrementos de la temperatura superiores a 1 °C en los tejidos expuestos. Sin embargo, el aumento reciente en el número y tipo de fuentes emisoras de señales RF ha suscitado un interés sobre los potenciales efectos subtérmicos o atérmicos de exposiciones crónicas o reiteradas a dichas señales. Así, la epidemiología reciente ha proporcionado evidencia limitada sobre incrementos en la incidencia de determinados tipos de cáncer entre personal militar o policial expuesto crónicamente a señales de radar. En este contexto, surge la necesidad de investigar los mecanismos de respuesta biológica a señales RF moduladas de uso civil o militar, incluyendo las tecnologías TETRA y de radar.

### Material y métodos

El presente estudio describe la respuesta proliferativa de la línea celular NB69 de neuroblastoma humano, a la exposición simultánea a dos agentes físicos: hipertermia leve (+1 °C) y una señal RF pulsada subtérmica. Las muestras expuestas, y sus controles, fueron incubadas simultáneamente dentro de dos guías de onda idénticas, albergadas en una incubadora de CO<sub>2</sub>, a temperaturas de 37 °C (normotermia) o 38 °C (hipertermia leve). En cada replicado experimental el grupo expuesto (8 muestras) fue estimulado durante 24 horas con una señal de 2,2 GHz modulada en pulsos de 5 μs, con una tasa de repetición de 100 pulsos por segundo. Simultáneamente, el grupo sham RF (8 muestras) fue incubado, en ausencia de exposición, en la segunda guía. En la serie de experimentos que investiga la respuesta celular a la hipertermia leve, un tercer grupo de 8 placas (controles térmicos) se cultivó simultáneamente dentro de una incubadora de CO<sub>2</sub>, idéntica a la anterior, a una temperatura de 37 °C. La dosimetría fue llevada a cabo mediante método FDTD usando el software comercial SEMCAD X. La tasa media estimada de radiación RF absorbida (SAR) por los cultivos resultó ser subtérmica ( $\delta T \ll 0,1$  °C). Tras 24 horas de exposición y/o incubación, la viabilidad y el número de células en cada placa fue determinado mediante exclusión con azul Trypan y citometría de flujo. También se estudió el ciclo celular de las muestras mediante citometría de flujo. El análisis estadístico de las diferencias entre las muestras se realizó mediante ANOVA y test de la *t* de Student.

### Resultados y discusión

En condiciones de normotermia los cultivos respondieron a la exposición a RF con una reducción significativa del número de células (13,5% por debajo de sus controles sham,  $p < 0,001$ ) y con incrementos leves, pero significativos estadísticamente, en la cinética del ciclo celular (G0/G1, 6% por encima de sham; G2/M, 9% por encima de sham). Por su parte, el estímulo térmico de +1 °C indujo un incremento significativo en el número de células NB69 (aproximadamente 18% por encima de los controles a 37 °C), asociado con un acortamiento de la fase S (aproximadamente un 30% por debajo de controles a 37 °C). Estos efectos inducidos térmicamente resultaron bloqueados por la exposición simultánea a la señal RF. En consecuencia, los resultados indican que, tanto en condiciones de normotermia, como bajo estimulación térmica de la proliferación celular, el tratamiento subtérmico con señal RF pulsada indujo una respuesta similar, citostática, en la línea celular NB69. Los datos citométricos mostraron que dicha respuesta puede estar mediada, al menos en parte, por alteraciones en la cinética del ciclo celular.

### Conclusiones

En su conjunto estos datos confirman que dosis subtérmicas de RNI-RF pueden alterar la proliferación de células de cáncer humanas. Sin embargo, la respuesta a la radiación impuesta sobre células de neuroblastoma humano es citostática, lo cual no apoya las hipótesis sobre una potencial acción cancerígena de las RF de tipo radar. Investigaciones adicionales son necesarias para elucidar si el efecto citostático inducido por la señal RF puede ser relevante para el potencial desarrollo emergente de terapias basadas en RNI-RF.

Estudio financiado por el Ministerio de Defensa español en el marco del Proyecto MOU EUROPA ERG 101.013.

## Seguridad de los pacientes frente a emisiones radioeléctricas internas y externas en el Hospital Universitario de Canarias

FEBLES SANTANA, V.<sup>1</sup>, MARTÍN DÍAZ, M.A.<sup>1</sup>, DE MIGUEL BILBAO, S.<sup>2</sup>, SUÁREZ RODRÍGUEZ, D.S.<sup>1</sup>, HERNÁNDEZ ARMAS, J.A.<sup>1</sup>, FERNÁNDEZ DE ALDECOA, J.C.<sup>1,\*</sup>, RAMOS GONZÁLEZ, V.<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Subdirección de Ingeniería. Hospital Universitario de Canarias. Tenerife. España.

<sup>2</sup> Área de Investigación en Telemedicina y Sociedad de la Información. Instituto de Salud Carlos III. Madrid. España.

\* Correspondencia – C-e: jcaldecoa@huc.canarias.org, jcaldecoa@telefonica.net

**Palabras clave:** campos electromagnéticos, protección frente a emisiones radioeléctricas, seguridad del paciente, niveles de intensidad de campo en hospitales, radiaciones no ionizantes.

### Introducción

Los campos electromagnéticos (CEM) presentes en un centro sanitario, deben ser conocidos y estar controlados para que sus niveles estén en todo momento por debajo de los límites establecidos legalmente de cara a la seguridad de pacientes, personal sanitario y resto de usuarios. Además, porque pueden ser la fuente de interferencias sobre los equipos médicos y, consecuentemente, la causa de errores en los diagnósticos o en los tratamientos aplicados a los enfermos. En este trabajo se presenta el resultado de las medidas efectuadas en el Hospital Universitario de Canarias (HUC) de los niveles de CEM procedentes de las emisiones radioeléctricas de las antenas instaladas en el propio Hospital (Tetra, buscaperonas y wi-fi) y de las procedentes de las emisiones externas más relevantes, ya sea por su uso generalizado (telefonía móvil) o por la cercanía al Hospital de sus antenas (emisoras de radiodifusión comercial).

### Material y métodos

Las medidas se han efectuado en las 2 últimas plantas del edificio de hospitalización de pacientes del HUC (9ª y 10ª del edificio A) que representan el caso más desfavorable de todo el Hospital, ya que, además de ser las más expuestas a las emisiones radioeléctricas externas, se encuentran inmediatamente debajo de la cubierta del edificio (planta 11ª) donde se han instalado las antenas emisoras de los servicios propios del Hospital y de las redes de servicios de emergencia de la Comunidad Autónoma (CA) de Canarias.

El método de medida es el que se ha establecido como estándar para este tipo de estudios en anteriores trabajos llevados a cabo en el HUC y consiste en tomar medidas en los puntos correspondientes a los vértices de los cuadrados resultantes de dibujar sobre el plano en AutoCad de cada una de las plantas, una cuadrícula a escala de 5 x 5 m<sup>2</sup>. La identificación de cada uno de los puntos responde a un sistema de codificación alfanumérico fijado mediante coordenadas cartesianas, siempre con origen en el ángulo inferior izquierdo de los planos. El eje de abscisas crece según la orientación geográfica Sur-Norte y el de ordenadas según la dirección Este-Oeste.

El equipo de medida utilizado es el analizador de espectro portátil de la marca Rohde&Scharz, modelo FSH6, que dispone de un rango de funcionamiento entre 100 kHz y 6 GHz y un ancho de banda de resolución de 100 Hz a 1 MHz. Se usaron una antena logarítmico-periódica modelo HL040, de la marca Rohde&Scharz, y una antena omnidireccional no caracterizada para la medida de las dos frecuencias más bajas.

Se han realizado medidas en las frecuencias de 27 MHz (sistema de buscaperonas del HUC), 88-108 MHz (banda de radio comercial en FM), 380 MHz (sistema de comunicaciones Tetra para servicios de emergencia de la CA), 920 MHz y 1,8 GHz (voz en telefonía móvil, GSM), 2,14 GHz (datos en telefonía móvil, UMTS) y 2,42 GHz (wi-fi).

Los datos recogidos se trasladaron, además, al programa informático Surfer 8, software gráfico de dibujo de curvas de nivel en color, para obtener representaciones gráficas en dos y tres dimensiones de los niveles de intensidad medidos, de acuerdo con la metodología referenciada.

### Resultados y discusión

En la Tabla siguiente se presenta el resumen de los valores obtenidos para las frecuencias indicadas, en los 34 puntos de medida que resultaron para cada una de las plantas de hospitalización 9ª y 10ª del edificio A del HUC:

dBµV	27 MHz		100 MHz		380 MHz		920 MHz		1,8 GHz		2,14 GHz		2,42 GHz	
	9ª	10ª	9ª	10ª	9ª	10ª	9ª	10ª	9ª	10ª	9ª	10ª	9ª	10ª
<b>Mín.</b>	61,0	52,0	34,0	39,0	47,8	55,6	49,2	53,1	39,0	38,4	38,1	38,3	38,0	37,5
<b>Máx.</b>	73,0	76,0	62,0	61,0	91,2	89,9	85,5	84,1	67,6	67,6	62,5	64,1	47,5	48,4
<b>Med.</b>	67,9	62,3	51,8	51,6	63,8	67,7	64,8	62,5	49,7	48,8	49,8	47,5	40,4	39,9
<b>Std.</b>	3,7	6,9	7,0	5,7	9,3	10,0	9,1	7,7	7,7	7,9	7,4	7,7	2,3	2,3

Se han realizado gráficas (mapas de colores en 2D y en 3D) para cada frecuencia en las dos plantas, con objeto de disponer de una visión global, inmediata y más intuitiva de los niveles de la intensidad de campo en cada una de las zonas en estudio.

## Conclusiones

1. Se ha constatado que la metodología utilizada para el establecimiento de mapas de niveles de intensidad de CEM en hospitales, diseñada y publicada en trabajos anteriores, es de aplicación de forma generalizada para cualquier tipo de estudio relacionado con la medida de emisiones radioeléctricas en centros sanitarios.
2. Los niveles de intensidad de campo eléctrico medidos en las plantas de hospitalización con mayor incidencia de CEM en el HUC, debido a emisiones internas y externas, están muy por debajo de los establecidos por la normativa como de riesgo para las personas, ya que los resultados obtenidos en las zonas de máxima señal no alcanzan ni la cuarta parte del valor fijado como referencia por el reglamento de protección frente a emisiones radioeléctricas para público en general.

## Eficacia del apantallamiento de una unidad de neurofisiología frente a interferencias electromagnéticas

FEBLES SANTANA, V.<sup>1</sup>, DE MIGUEL BILBAO, S.<sup>2</sup>, LUBARY RODRÍGUEZ, C.S.<sup>1</sup>, MELIÁN DEL CASTILLO, M.R.<sup>1</sup>, HERRÁNZ GÓMEZ, J.G.<sup>1</sup>, RAMOS GONZÁLEZ, V.<sup>2</sup>, FERNÁNDEZ DE ALDECOA, J.C.<sup>1,\*</sup>

<sup>1</sup> Subdirección de Ingeniería. Hospital Universitario de Canarias. Tenerife. España.

<sup>2</sup> Área de Investigación en Telemedicina y Sociedad de la Información. Instituto de Salud Carlos III. Madrid. España.

\* Correspondencia – C-e: jcaldecoa@huc.canarias.org, jcaldecoa@telefonica.net

**Palabras clave:** apantallamiento, campos electromagnéticos, Jaula de Faraday, equipamiento electromédico, neurofisiología.

### Introducción

En un hospital existe una gran cantidad de señales radioeléctricas que pueden ser el origen de artefactos en aparatos de diagnóstico o terapia. Especialmente sensibles a estas interferencias electromagnéticas son los equipos electromédicos de neurofisiología (electromiógrafos, electroencefalógrafos, unidades de sueño, etc.).

Durante la construcción del nuevo edificio de Actividades Ambulatorias, en el Hospital Universitario de Canarias (HUC), se diseñó y ejecutó el apantallamiento, en forma de Jaula de Faraday, de cinco salas contiguas destinadas a la Unidad de Neurofisiología, ubicada en la esquina noreste de la planta 3ª del edificio, con el objetivo de atenuar lo suficiente las señales radioeléctricas presentes en el medio y así permitir una correcta funcionalidad del equipamiento electromédico, libre de artefactos provocados por campos electromagnéticos externos.

La experiencia tenida, una vez acabada la obra y puesta en marcha la Unidad, es que existen interferencias indeseadas que, en algunos casos, llegan a dificultar el correcto desarrollo de los estudios de diagnóstico médico.

Por ello, personal técnico de la Subdirección de Ingeniería del HUC, inició un programa de medidas encaminadas a determinar la eficacia de la Jaula de Faraday construida, comprobando los niveles de atenuación conseguidos para las frecuencias de interés y, en su caso, las deficiencias detectadas en el diseño y ejecución de la misma, así como las mejoras propuestas para minimizar los problemas de interferencias existentes.

### Material y métodos

Para las medidas se usó un medidor de campo, de la marca Narda, modelo EMR-300, con sonda E-Field en Banda Ancha (100 kHz a 3 GHz), que proporcionó un valor total de niveles de radiación en el rango del espectro medido. Las emisiones radioeléctricas que existen con un nivel de intensidad de campo eléctrico detectable, corresponden a las frecuencias de 27 MHz (buscapersonas interno del HUC), 88-108 MHz (emisoras en FM de radio comercial), 380 MHz (Sistema Tetra, con un nodo receptor-emisor en el HUC), 900 MHz y 1800-1900 MHz (telefonía móvil, GSM), 2100 MHz (telefonía móvil, UMTS), 2400 MHz (Bluetooth) y 2400-2500 MHz (Wifi).

Las salas de esta nueva Unidad de Neurofisiología son contiguas, rectangulares y colindantes lateralmente por el lado más largo, y dando, por los dos lados estrechos, a una ventana por un extremo y a un pasillo, con una puerta de acceso, por el otro. El apantallamiento, en forma de Jaula de Faraday, cierra internamente paredes, suelo y techo del conjunto de las 5 habitaciones. La puertas (de dos hojas y luz total de 2 x 1,6 m<sup>2</sup>) están también apantalladas y en las ventanas (3,9 x 1,6 m<sup>2</sup>) se han colocado estores blindados eléctricamente.

Las medidas se han hecho tomando como referencia el valor obtenido en el pasillo exterior, en el punto más desfavorable (cercano a los ventanales del edificio). En cada una de las salas, con una superficie de 2,80 x 6,40 m<sup>2</sup>, se han tomado dos medidas con las puertas cerradas y los estores bajados, una a 2,5 m de la puerta de entrada y la otra a 1 m de la ventana.

### Resultados y discusión

De acuerdo con el programa de diseño establecido por la Dirección Facultativa de la obra, el apantallamiento tendría que haber conseguido una atenuación de 30 dB ± 3 dB, lo que aseguraría un correcto blindaje electromagnético para el uso al que iba a ser destinada la zona (pruebas diagnósticas funcionales de Neurofisiología).

Tras las medidas realizadas, se han obtenido los siguientes valores de atenuación para los 10 puntos de muestreo:

Referencia (Pasillo exterior)	Atenuación (dB)	Sala 1	Sala 2	Sala 3	Sala 4	Sala 5
12,46 dB V/m	A 1 m de ventana	14,40	9,48	26,02	28,38	22,92
	A 2,5 m de puerta	16,61	12,03	15,81	20,00	17,34

Como se puede comprobar, en ningún punto dentro de las salas se está consiguiendo la atenuación prevista de 30 dB, lo que ratifica los problemas de interferencias que se producen en los equipos por emisiones radioeléctricas externas.



## Conclusiones

Se ha constatado que la atenuación conseguida por la Jaula de Faraday construida es insuficiente para garantizar el correcto apantallamiento ante interferencias electromagnéticas de los equipos utilizados en estas dependencias.

Fundamentalmente las posibles soluciones serían, por orden de prioridad, las siguientes:

- Sustitución de los estores móviles, sin continuidad conductiva asegurada, por apantallamiento mediante láminas o telas transparentes colocadas en las ventanas, incluidos sus guías y marcos, conectadas eléctricamente al apantallamiento del local.
- Colocación de juntas conductivas flexibles (burlletes, cepillos o flejes metálicos) en la parte inferior de las puertas que, actualmente, tienen ranuras libres de unos 2 cm.
- Mejora de los apantallamientos y sellados de todos los conductos y canalizaciones que entran y salen de estas dependencias.
- Apantallamiento independiente de cada una de las salas.

## **Sistemática para la valoración de la exposición laboral frente a radiaciones ultravioletas**

ANIÉS ESCARTÍN, J. \*, PERRAMON LLADÓ, A.

Dirección seguridad e higiene Asepeyo, Sant Cugat del Vallés.

\* Correspondencia – C-e: janiesescartin@asepeyo.es

**Palabras clave:** ultravioleta, radiaciones ópticas, radiometría, láser, lámparas.

### **Introducción**

La aprobación del Real Decreto 486/2010, de 23 de abril, sobre la protección de la salud y la seguridad de los trabajadores contra los riesgos relacionados con la exposición a radiaciones ópticas artificiales, traslada a la legislación estatal un marco de protección frente a las ultravioletas. Ello debería implicar una sensible intensificación del control que en el ámbito laboral se realice de estas radiaciones. No obstante la complejidad de la cuestión y unos valores límite de difícil aplicación, (para radiación ultravioleta incoherente el cuadro de límites introduce hasta 5 valores diferentes que pueden ser de aplicación), requiere de una sistemática de análisis del problema bien elaborada. En este trabajo se consideran las radiaciones ultravioletas generadas en fuentes artificiales.

### **Material y métodos**

Además de considerar el texto legislativo recientemente publicado, se considera la publicación 14/2007 de ICNIRP: Protecting Workers from Ultraviolet Radiation, que amplía notablemente la información y asesoramiento para las buenas prácticas en la exposición laboral a los ultravioletas.

Los límites de exposición radiante en piel se verifican con un radiómetro que utiliza filtros ópticos adaptados a la curva de ponderación para la composición espectral de la radiación ultravioleta. La sensibilidad de dicho sensor está pues adaptada a esta curva, y a las longitudes de onda más comúnmente presentes por los usos de dicha radiación. También son utilizables radiómetros con sensores diseñados para longitudes de onda determinados. Se utilizarían en lámparas de uso común, para alguna de sus líneas del espectro más intensas.

### **Resultados y discusión**

Especialmente en la exposición a radiación ultravioleta originada en fuentes artificiales, los valores de irradiancia efectiva pueden ser muy diversos, en la mayor parte de los casos son valores inferiores a los valores límite. En estas situaciones no obstante se debe realizar un control que implica la realización de medidas con equipos adaptados. Se descarta la realización de medidas con espectroradiómetro, pese a que su uso implicaría una precisión en la medida muy superior al obtenido con el espectrómetro. No obstante el uso en ubicaciones fuera de laboratorio dificulta enormemente el uso de espectroradiómetros en condiciones adecuadas. El valor límite utilizado es el aplicable a ojos y piel y cuya superación se relaciona con cáncer de piel, eritema, elastosis, o para los ojos. fotoqueratitis, conjuntivitis y cataratas.

En el uso de radiómetro siempre se debe estar seguro que las longitudes de onda de UV emitidas están dentro del intervalo de medida de la correspondiente sonda utilizada. Además la ponderación de la misma corresponderá al publicado en la tabla A.4 del Real Decreto. En este sentido conviene señalar que esa tabla coincide de forma casi exacta con la aplicada para en los TLV(Threshold Limit Values) de la ACGIH American Conference of Governmental Industrial Hygienist, por lo que los filtros ópticos utilizados para uno u otro criterio de valoración pueden ser los mismos.

Aplicar los valores límite establecidos para el ojo, especialmente en el caso de láser implica una instrumentación y metodología de cálculo de alto nivel, que no es susceptible de ser utilizado en muchas situaciones reales. En estos casos siempre se optará por establecer medidas de protección que impliquen una absorción o reflexión del haz radiado que evite la incidencia en ojos o piel. En el caso de ojos la normativa asociada a equipos de protección individual, implica la utilización de equipos homologados y clasificados por el nivel de protección que se requiere. La selección de gafas o pantallas que se utilicen requiere de una adecuada caracterización de la emisión de ultravioletas.

### **Conclusiones**

La aplicación de los valores límite señalados por la directiva para la evaluación del riesgo, implica unos valores límite que se establecen. Se contempla la realización de medidas cuando técnicamente sea viable, y los resultados suficientemente confiables. En muchos casos entre los que se incluye la exposición a láser (especialmente en ojos), se aplicarán directamente medidas preventivas que garanticen una exposición aceptable.



## **Primeros pasos en el control de calidad de equipos de imagen por resonancia magnética**

ALONSO DIAZ, M., CASTAÑEDA ARRONTE, M.J., FERREIROS VÁZQUEZ, N.\* , SÁNCHEZ MERINO, G.  
Hospital Universitario Marqués de Valdecilla, Santander.

\* Correspondencia – C-e: nferreiros@humv.com

**Palabras clave:** resonancia magnética, control de calidad.

### **Introducción**

El presente trabajo tiene como objetivo desarrollar las fases iniciales de un programa de control de calidad de los equipos de resonancia magnética nuclear. No se ha pretendido realizar un estudio exhaustivo que cubra todos los aspectos del control de calidad, sino recopilar los pasos que se están siguiendo y los problemas más comunes que se están encontrando durante la elaboración de dicho programa. Se ha pretendido que el trabajo realizado sea de utilidad a otros que se enfrenten a la misma tarea.

Se han estudiado además la compatibilidad entre maniqués y procedimientos para los distintos equipos. Idealmente, dichos controles deberían ser independientes de los procedimientos y maniqués propios de las casas comerciales.

### **Material y métodos**

Se han utilizado los siguientes equipos de resonancia magnética:

1. General Electric Sigma Advantage 5X (1.5T)
2. General Electric Sigma Hdxt (1.5T)
3. Philips Intera Achieva (3T)

así como su documentación, sus respectivos maniqués y procedimientos de control de calidad.

Se han identificado los principales parámetros para las distintas casas comerciales, su definición, nomenclatura, tolerancias y los procedimientos de medida que cada una utiliza. Se ha procedido a su medida utilizando distintos maniqués. Además, se han elaborado los informes que recogen los resultados del control realizado y la información obtenida ha sido recopilada en un documento en formato hipertexto.

### **Resultados y discusión**

Como resultado del presente estudio:

1. Se ha redactado un documento de guía para abordar el control de calidad de los equipos de resonancia magnética.
2. Se ha elaborado una propuesta de plantilla para la realización del informe del control de calidad del equipo.
3. Se ha creado una base de datos en formato hipertexto (*wiki*[1]) que recopila información sobre los parámetros y magnitudes de interés, así como nuestra experiencia con los maniqués y procedimientos utilizados para medirlos.

En relación al último punto y debido a la dificultad y magnitud del trabajo se ha adoptado un formato de herramienta colaborativa que permita la consecución de la tarea de forma dinámica y progresiva. En un futuro dicha herramienta podría hacerse accesible a todos los profesionales de la física médica, sirviendo además como foro para poner en común las distintas experiencias.

### **Conclusiones**

Aunque la identificación y valoración de los principales parámetros de interés asociados a los equipos de resonancia magnética, para los distintos equipos, no es siempre inmediata ni trivial, es posible medir los más importantes y elaborar un informe en el que queden registrado los resultados obtenidos.

Debido a las limitaciones de tiempo de control, propias de estos equipos, y al número limitado de casas comerciales y modelos a los que se ha tenido acceso, el alcance de nuestro estudio es limitado. En ese sentido, creemos que la *wiki* que se ha creado puede resultar de gran utilidad para recopilar información sobre otros equipos, sus maniqués y los procedimientos de medida de los principales parámetros de interés.

[1] Un *wiki* es un documento de hipertexto estructurado en forma de base de datos sencilla. Se caracteriza por la facilidad para generar y modificar entradas.

## Generación de rayos X por interacción de pulsos láser de GW y alta tasa de repetición, con blancos sólidos de Al, Cu, Cd y Au

FONSECA CUENCA, C.<sup>1\*</sup>, RODRÍGUEZ ENTEM, D.<sup>1</sup>, MÉNDEZ VALVERDE, C.<sup>2</sup>, ROSO FRANCO, L.<sup>2</sup>, FERNÁNDEZ GONZÁLEZ, F.<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Grupo de Física Nuclear, Universidad de Salamanca, Salamanca.

<sup>2</sup> Centro de Láser Pulsado Ultra Intenso-CLPU, Salamanca.

\* Correspondencia – C-e: carmenfonseca@usal.es

**Palabras clave:** riesgo radiológico asociado a sistemas de láseres intensos, interacción Láser-Plasma, radiación ionizante inducida por láser, radiación Bremsstrahlung, rayos X característicos.

### Introducción

En los últimos años se ha venido estudiando los efectos producidos por la interacción pulsos láser ultra-intensos con sólidos y gases. Si bien, la radiación láser en si misma no es ionizante, hay suficiente evidencia experimental para concluir que bajo determinadas condiciones de operación, especialmente en cuanto a parámetros de focalización se refiere, se puede alcanzar el régimen de intensidad, necesario para ionizar el blanco y generar un plasma que al ser acelerado por los campos electromagnéticos del láser, da lugar a una fuente de radiación ionizante, compuesta fundamentalmente por haces de electrones y su respectiva emisión de Bremsstrahlung.

En el presente estudio se caracteriza la radiación Bremsstrahlung y emisiones de rayos X, asociados a la radiación emitida durante la interacción de pulsos láser incidiendo sobre blancos sólidos de diferente material y se analiza el riesgo radiológico generado por la naturaleza de este tipo de interacción.

### Material y métodos

En esta investigación, se utiliza un sistema láser de Ti:Sa con potencia de 10 GW. La radiación ionizante registrada, proviene de la interacción de pulsos láser ultracortos de 120 fs de duración, incidiendo oblicuamente sobre blancos sólidos de Al, Cu, Cd y Au. La energía depositada por pulso es  $\sim 1$  mJ y la tasa de repetición del sistema 1 kHz.

Para el análisis energético de la radiación Bremsstrahlung y las emisiones características en cada material, se utilizó un espectrómetro de rayos X de Cd-Te. El registro de las dosis de radiación se realizó con cristales de termoluminiscencia TLD-700.

### Resultados y discusión

En un estudio anterior habíamos concluido que el plasma de electrones puede caracterizarse por una distribución electrónica bi-Maxwelliana con energías características en torno a 13 y 70 keV. Estos electrones, producidos en la interacción Láser – Plasma y acelerados por el campo electromagnético del láser, son frenados en el blanco, emitiendo rayos X característicos de cada material y Bremsstrahlung. El análisis de esta última radiación es consistente con las energías de la distribución de electrones antes citadas. En cuanto a la emisión de rayos X característicos, se observa claramente que en los espectros registrados con blanco de cobre, sobresale un pico centrado en el canal 8 keV que corresponde a una emisión  $K\alpha$ . En los registros con blanco de oro, se tienen picos en los canales 10 y 12 keV, con lo cual son asociados a emisiones  $L\alpha$  y  $L\beta$  de los átomos de este material. La ausencia de picos característicos en los otros materiales confirma nuestras conclusiones anteriores.

Este estudio confirma el riesgo radiológico asociado a las fuentes de radiación basadas en interacción láser – plasma, especialmente en lo que se refiere a sistemas láser con alta tasa de repetición. En los diferentes experimentos realizados, las lecturas de los cristales TLD reportaron dosis muy altas, en repetidas ocasiones por encima de 1 Gy en puntos ubicados a 4,5 cm del blanco, con lo cual las tasas de dosis equivalentes asociadas a estos puntos, se encuentran en todo caso por encima de 10 mSv/s durante la interacción, superando en forma significativa los límites establecidos para efectos de protección radiológica. Es de resaltar sin embargo, que esta tasa no se puede asociar a la instalación láser en condiciones normales de operación, ya que solamente aparecen en regímenes de focalización óptima que den lugar a intensidades del orden de  $10^{16}$  W/cm<sup>2</sup>. En el resto de los modos de operación del láser, el riesgo radiológico es nulo.

### Conclusiones

La interacción de pulsos láser ultracortos, con potencias de GW, incidiendo sobre blancos sólidos a una tasa de repetición de kHz, genera radiación ionizante compuesta fundamentalmente por haces de electrones con su respectiva radiación de frenado, acompañada de la emisión de rayos X característicos de los materiales irradiados.

Las altas dosis registradas y las tasas de dosis equivalente que superan sobremanera los estándares establecidos en protección radiológica, hacen necesario el establecimiento de un protocolo de seguridad radiológica para este tipo de instalaciones, cuando actúan en régimen de máxima focalización.



## Presentación del proyecto MobiKids: Tecnologías de la comunicación, exposiciones ambientales y riesgo de tumores cerebrales en gente joven

CARDIS, E.\* , ALGUACIL, J., ARAGONÉS, N., MORALES, M., CARRETERO, G., FERRERAS, E., KINCL, L., KOGEVINAS, M., POLLAN, M., SOLÍS, R., VRIJHEID, M., ZUMEL, A.

Centre de Recerca en Epidemiologia Ambiental, Barcelona.

\* Correspondencia – C-e: [ecardis@creal.cat](mailto:ecardis@creal.cat)

**Palabras clave:** epidemiología, móviles, CEM, RF, tumor cerebral, jóvenes.

### Introducción

El rápido incremento del uso de móviles en jóvenes ha generado una considerable inquietud sobre los posibles efectos de radiofrecuencias (RF) sobre la salud. Los tumores cerebrales constituyen la segunda enfermedad neoplásica más frecuente en gente joven. Se tiene poca información sobre los factores de riesgo para esta enfermedad. Se sabe que algunos factores, como la exposición a radiación ionizante y los antecedentes familiares, incrementan el riesgo de desarrollar dicha patología. También hay alguna evidencia o hipótesis de que la exposición a sustancias químicas y campos electromagnéticos pueden estar asociados con el riesgo de tumores cerebrales.

MOBI-Kids, un estudio internacional coordinado por CREAL, Barcelona, pretende evaluar la posible relación entre la exposición en niños y adolescentes a campos electromagnéticos (CEM) procedentes de tecnologías de la comunicación (RF – y frecuencias extremadamente bajas – ELF) y el riesgo de desarrollar un tumor cerebral. Se investigarán también los efectos de otros factores de riesgo, incluyendo exposiciones ambientales en la infancia y en el útero.

### Material y métodos

MobiKids se está realizando en 13 países (Alemania, Australia, Austria, Canadá, España, Francia, Grecia, India, Israel, Italia, Países Bajos, Nueva Zelanda y Taiwán) con protocolos y cuestionarios comunes. Los casos son pacientes de 10-24 años de edad con diagnóstico de tumor cerebral. El proyecto cuenta con la experiencia metodológica del proyecto INTERPHONE de la IARC/OMS. Se reclutarán controles hospitalarios (pacientes con apendicitis) para prevenir sesgos de selección relacionados con la baja participación de controles de base poblacional. Los controles se aparearán individualmente con los casos en función de la edad, sexo y región de residencia. Al nivel internacional, se prevé incluir cerca de 2.000 casos con tumor cerebral y 4000 controles en un período de 2,5 a 3 años.

En España, se ha propuesto llevar a cabo el estudio en las cuatro comunidades autónomas más importantes a nivel de población: Andalucía, Cataluña, Madrid y Valencia. Se prevé reclutar 350 casos y 700 controles en los hospitales públicos y privados de estas comunidades.

Se realizará una entrevista a todos los participantes y a sus padres para evaluar variables demográficas, historial de uso de tecnologías de la comunicación, exposición a factores de riesgo ambientales, historia clínica y antecedentes familiares de cáncer. También se revisarán IRMs o TACs para identificar la localización precisa de los tumores, dado que la distribución anatómica de CEMs en el cerebro es muy localizada. Se realizará la validación de respuestas del cuestionario, utilizando datos de operadores de telefonía móvil y repetición de cuestionarios, para cuantificar posibles errores y sesgos de memoria. Se desarrollarán índices de exposición a RF detallados, teniendo en cuenta la distribución espacial de la energía en el cerebro. Serán consideradas también exposiciones a ELF de teléfonos móviles y otras fuentes de CEM, así como otras exposiciones ambientales en edades tempranas. Se recogerán muestras biológicas para evaluar interacciones gen-ambiente y medir niveles de metales pesados.

El estudio está financiado parcialmente por la Unión Europea (FP7-ENV-2008-1-226873) y cuenta también con financiación complementaria procedente de fuentes locales en muchos de los países participantes: en España cuenta con financiación complementaria de una ayuda FIS (PI10/02981) y ayudas locales en Andalucía y Valencia.

### Resultados y discusión

Los protocolos y cuestionarios internacionales han sido validados y finalizados. Algunos países ya han comenzado con el reclutamiento de datos, otros lo harán próximamente. La recogida de datos finalizará en agosto de 2013.

Un comité de expertos internacionales está desarrollando los índices de exposición, conduciendo experimentos y simulaciones para numerosos modelos distintos de teléfonos.

La contribución de España al estudio multinacional será una de las contribuciones nacionales más importantes de este estudio en 13 países (se contribuirá aproximadamente un 18% de todos los casos y controles). Se analizarán resultados al nivel nacional e internacional.

### Conclusiones

El estudio aborda a un problema de salud pública actual y de creciente importancia en España dado el aumento rápido de uso de tecnologías de comunicación en jóvenes.

Proporcionará estimaciones válidas del riesgo de tumores cerebrales en jóvenes asociado al uso de estas tecnologías y también información sobre factores etiológicos de estos tumores poco frecuentes.